

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MORFOLOGICAS

ESTUDIO MORFOLOGICO - OSEO Y RADIOLOGICO - DE LOS
ELEMENTOS DEL PAR KINEMATICO DE LA ARTICULACION
DE LA CADERA: SUS APLICACIONES QUIRURGICAS.

TESIS DOCTORAL PRESENTADA POR JESUS ALFREDO RUIZ FERNANDEZ.
DIRECTOR: PROFESOR DON JAVIER PUERTA FONOLLA

MADRID 1992



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MORFOLOGICAS

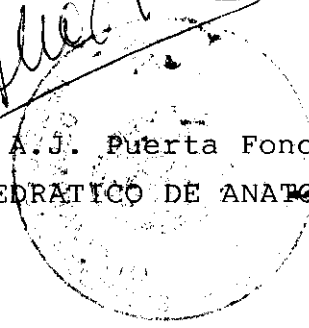
M A D R I D

DON ANTONIO JAVIER PUERTA FONOLLA, CATEDRATICO DE ANATOMIA DEL DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MORFOLOGICAS DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID:

CERTIFICA: Que el trabajo titulado: "ESTUDIO MORFOLOGICO -OSEO Y RADIOLOGICO- DE LOS ELEMENTOS DEL PAR KINEMATICO DE LA ARTICULACION DE LA CADERA: SUS APLICACIONES QUIRURGICAS" ha sido realizado por **D. Jesús Alfredo Ruiz Fernández**, bajo mi dirección en el Departamento de Ciencias Morfológicas, reuniendo los requisitos para ser presentado y defendido como Tesis Doctoral.

Lo que certifico en Madrid, a once de enero de mil novecientos noventa y tres.

Fdo: Prof. Dr. A.J. Puerta Fonollá
CATEDRATICO DE ANATOMIA



II

A mi mujer y a mis hijos.

III

AGRADECIMIENTOS.

Al profesor Don Javier Puerta Fonollá, gracias a cuya permanente orientación y estímulo se ha concluido este trabajo.

A mi hermano José Ruiz Fernandez, que con su dedicación y conocimientos ha establecido los programas de cálculo precisos y hecho posible el tratamiento estadístico informático de los datos.

A mis hijos Miguel, Jesús e Iván Ruiz Ibán que me han ayudado en las determinaciones y trascripción de los datos obtenidos; y especialmente a Jesús que realizó parte de los programas informáticos para ordenar los datos y preparar ficheros.

A los muchos que a lo largo de estos años han colaborado, facilitando las mil tareas precisas, para obtener la información básica de este trabajo.

IV

INDICE.

	Pag.
1.- INTRODUCCION.	1.
1-1.-Enunciado del problema.	2.
1-2.-Antecedentes históricos.	4.
1-2-1.-Estudios anatómicos de la orientación. .	11.
1-2-1-1.-Estudios anatómicos de los ángulos del Fémur. Revisión bibliográfica. .	20.
1-2-1-2.-Estudios anatómicos de la orienta- ción del Acetábulo. Revisión biblio- grafica.	33.
1-2-2.-Estudios de la orientación mediante téc- nicas de diagnóstico en la práctica clí- nica.	38.
1-2-2-1.-Estudios radiológicos de la orienta- ción del fémur y el acetábulo. . . .	42.
1-2-2-2.-Estudios de la orientación mediante ultrasonidos.	60.
1-3.-Justificación.	61.
2.- OBJETIVOS DE LA TESIS.	63.
3.- RECUERDO ANATOMICO.	64.

V

3-1.-Embriología de la articulación coxofemoral.	65.
3-2.-Estudio anatómico de las piezas óseas.	83.
3-2-1.-Fémur.	84.
3-2-1-1.-Ejes, planos, ángulos e índices femo- rales.	100.
3-2-1-2.-Estructura arquitectónica de la extre- midad proximal del fémur.	124.
3-2-2.-Hueso Coxal.	131.
3-2-2-1.-Estructura del hueso Coxal.	151.
3-2-3.-Huesos Sacro y Cóccix.	156.
3-2-4.-Estudio anatómico de la pelvis.	168.
3-2-4-1.-Planos, diámetros e índices de la pel- vis.	180.
3-3.-La articulación coxofemoral.	194.
3-3-1.-Músculos de la articulación coxofemoral.	211.
3-3-2.-Inervación.	233.
3-3-3.-Vascularización.	235.
3-3-4.-Movilidad de la articulación coxofemoral.	249.
3-3-5.-Estabilidad articular.	265.
4.- RECUERDO RADIOLOGICO.	270.
4-1.-Radiología de la articulación coxofemoral.	271.
4-2.-Estudio radiológico de la pelvis.	286.
4-3.-Parámetros radiológicos que relacionan la ca-	

VI

vidad cotiloidea y la extremidad proximal del fémur.	289.
5.-BIOMECANICA DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL. .	299.
6.-DESARROLLO. MATERIAL Y METODOS.	334.
6-1.-Material: Fémures, Coxales y Conjuntos. . .	335.
6-2.-Métodos de medidas anatómicas.	338.
6-2-1.-Medidas anatómicas realizadas sobre los fémures.	339.
6-2-2.-Medidas anatómicas del hueso Coxal. .	367.
6-2-3.-Medidas de Pelvis.	387.
6-3.-Estudio radiográfico de las piezas óseas. .	396.
6-3-1.-Estudio radiográfico de los fémures. .	397.
6-3-1-1.-Proyección anteroposterior. . .	399.
6-3-1-2.-Proyección lateral.	411.
6-3-2.-Radiografías de Coxales aislados. . .	421.
6-3-3.-Estudios radiográficos de la Pelvis. .	423.
6-4.-Programas de cálculo.	424.
7.- RESULTADOS.	450.
7-1.-Resultados de las determinaciones anatómicas realizadas en los fémures.	451.
7-2.-Resultados de las medidas del Coxal. . . .	478.
7-3.-Resultados de las determinaciones en la pelvis.	504.

VII

7-4.-Resultados de las medidas realizadas sobre las radiografías de los fémures.	522.
8.- DISCUSION.	541.
8-1-1.-Parámetros angulares del fémur.	543.
8-1-2.-Parámetros lineales del fémur.	563.
8-1-3.-Otros parámetros del fémur.	571.
8-2.-Discusión sobre las determinaciones realizadas en el Coxal.	583.
8-3.-Discusión de resultados de las determinaciones en la Pelvis.	597.
8-4.-Conjuntos.	611.
9.- CONCLUSIONES.	624.
10.- BIBLIOGRAFIA.	627.

1 I N T R O D U C C I O N .

1-1 ENUNCIADO DEL PROBLEMA.

Los avances de la cirugía han permitido la corrección terapéutica de las distintas afecciones de la articulación coxofemoral, siendo en la actualidad frecuentes las intervenciones para corregir la orientación de las superficies articulares, realizar la osteosíntesis de sus fracturas, o finalmente, sustituir la articulación dañada; operaciones que necesitan de un conocimiento lo más completo posible de la anatomía, sobradamente realizado por los estudiosos de las ciencias morfológicas, precisan también del estudio de su función, abordado así mismo desde antiguo, para comprender su patología.

Sin embargo, en el estudio de la articulación coxofemoral, llama la atención la gran variación de las magnitudes, dentro de la normalidad, de los ángulos que definen la orientación de la extremidad proximal del fémur, por lo que la cabeza femoral varía su posición respecto del plano bi-condíleo trocantéreo. Los ángulos que orientan el acetábulo

presentan también variaciones aunque no tan marcadas.

Nos preguntamos si las relaciones anatómicas entre la extremidad proximal del fémur y la pelvis, idénticas en lo esencial, son modificadas por las diferencias individuales de los ángulos que orientan la cabeza y cuello femorales y la situación y orientación de la cavidad cotiloidea en el coxal, por las distintas dimensiones del esqueleto, de forma que, la relación espacial entre el macizo trocantéreo, la articulación misma y el coxal correspondiente, no sea igual en todos los individuos, y puedan repercutir sus variaciones en los ligamentos y músculos que, junto con los elementos óseos, integran como unidad funcional la articulación coxofemoral.

Planteamos por lo tanto la necesidad de conocer estas variaciones, estudiando el esqueleto de la articulación anatómica y radiográficamente, para poder definirlas y aplicar dichos conocimientos en la práctica clínica.

1-2 ANTECEDENTES HISTORICOS.

La peculiar anatomía de la extremidad proximal del fémur, fue desde siempre objeto de interés para los anatomistas, dada la frecuencia de la patología a este nivel: los traumatismos, las alteraciones morfológicas congénitas o adquiridas, las enfermedades reumáticas, las artrosis, etc.

Las descripciones anatómicas del fémur, inicialmente, solo dan valores del ángulo de inclinación femoral, sin ofrecer datos concretos sobre el ángulo de anteversión femoral, ni sobre la orientación del acetábulo, que sólo quedan definidas en los textos descriptivos por su dirección.

La especial disposición de la cabeza y cuello femorales, inclinados sobre la diáfisis, llaman la atención sobre su estructura interna. El anatomista Ward (1838), compara al macizo trocantéreo, cuello y cabeza del fémur, con un contrafuerte, y describe la zona de menor densidad trabecular, triángulo de su nombre, como lugar de menor resisten-

cia asiento frecuente de fracturas.

En su esquema, que reproducimos, dibujó la disposición de los haces trabeculares. Figura 1.

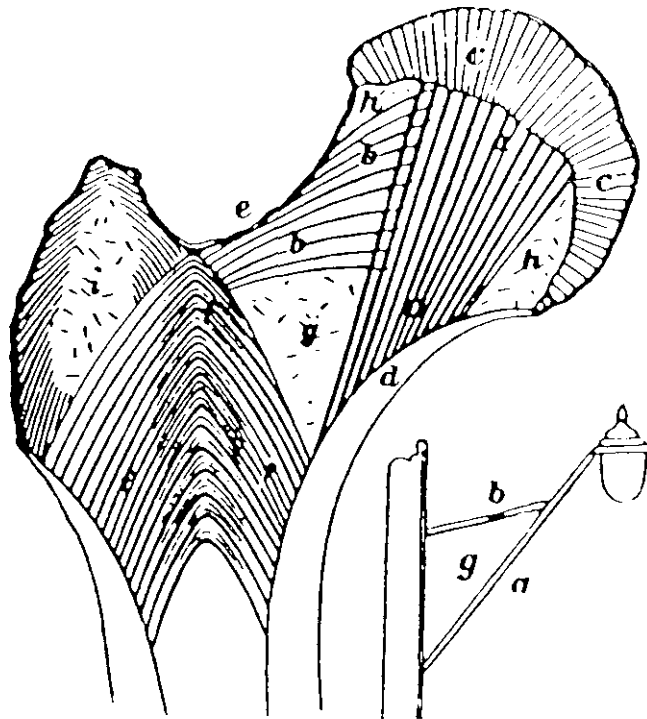


FIGURA 1.

Esquema original de Ward que muestra la estructura del fémur, comparándola con el soporte de un farol.

Tomado de Ward, F.O. : Outlines of human body. Osteology. Ed. Henry Renshaw, London 1838.

El ingeniero suizo Culmann compara la estructura trabecular del fémur a una grúa tipo Fairbank, y, junto con Meyer (1867), establecen que dicha estructura es una materialización de las trayectorias de las líneas de fuerza que soportan los huesos. Figura 2.

Los posteriores trabajos de Wolff (1870), con el enunciado de sus leyes sobre el crecimiento óseo, y los de Roux (1885) y Koch (1917), popularizan ampliamente las teorías trayectoriales, considerando que la estructura trabecular respondía a fuerzas de compresión y tracción, describiendo en la extremidad próxima del fémur los haces trabeculares respectivos, cuya orientación variaba en relación con el ángulo cérvico-diafisario.

Le Damany (1904) se interesa por la relación entre las dos piezas óseas que forman la articulación, al estudiar la displasia congénita de la cadera, definiendo el índice cotiloideo, y analizando la congruencia articular y su evolución desde la vida intrauterina hasta la niñez, observando los cambios de la orientación relativa entre la cavidad cotiloidea y el fémur.

Las teorías trayectoriales no estuvieron exentas de críticas, así autores como Thoma (1907), Jansen (1920) o Carey (1921), defendieron que sólo la compresión, y no la tracción, es la responsable de la estructura trabecular a pesar de la aparente dificultad para explicar la forma del

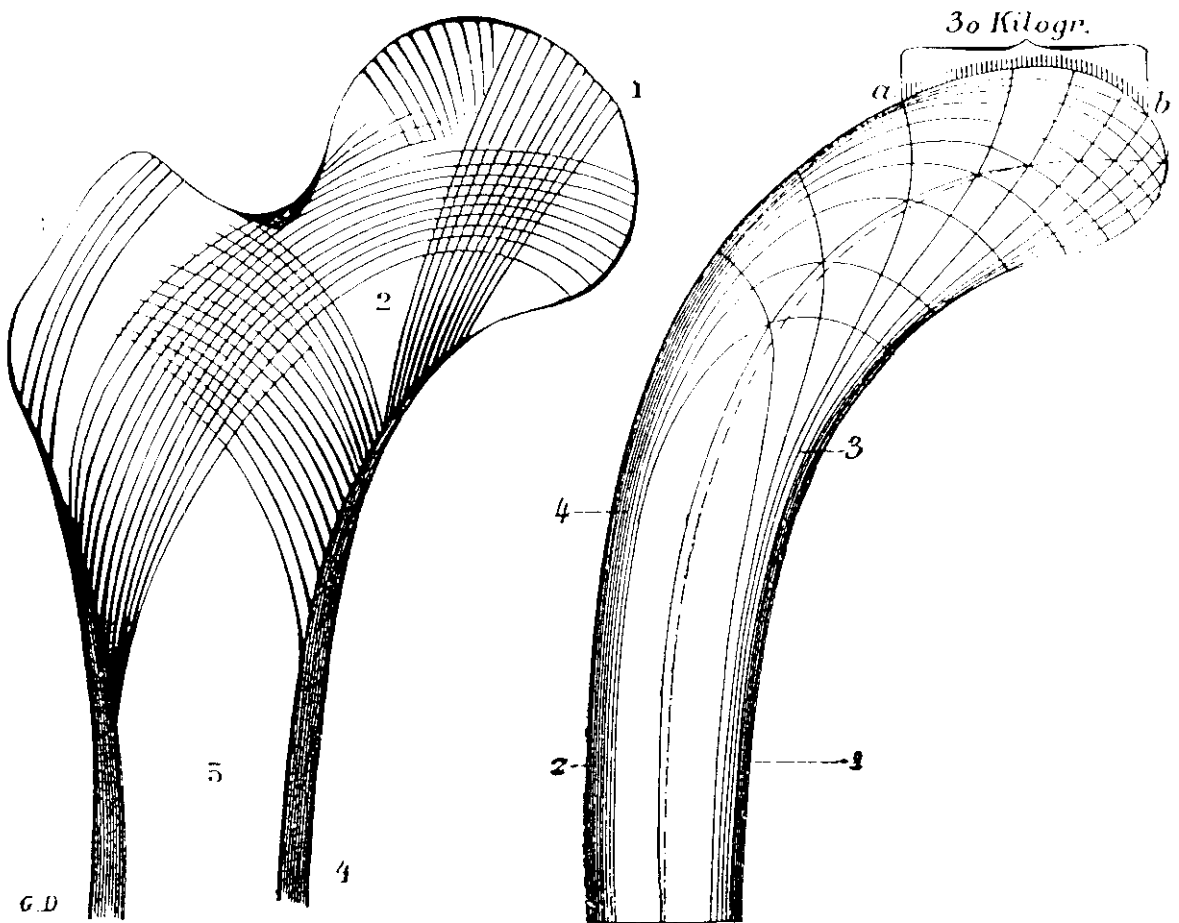


FIGURA 2.

A.- Figura esquemática de Meyer para mostrar la arquitectura del extremo proximal del fémur: 1.- Cabeza femoral. 2.- Cuello. 3.- Trocánter mayor. 4.- Trocánter menor. 5.- Cavidad medular.

B.- La grúa de Culmann. 1.- Lado interno. 2.- lado externo. 3.- Sistema interno, líneas de presión. 4.- Sistema externo de líneas de tracción. "a-b".- Zona que soporta la carga. Tomado de Meyer. Die architectur der spongia. Reichert und Du Bois, Reymond's Arch. 1867:615.

fémur.

El fémur se convierte en la pieza ósea a estudiar con sus ángulos cérvico-diafisario y de inclinación, y su incurvación en el plano ántero-posterior o sagital.

Pauwels (1935) a partir de los trabajos de Fischer en 1899 y de A. Fick en 1849, publica sucesivamente sus teorías sobre la biomecánica y tratamiento de la fracturas de cuello de fémur, apoyándose en los valores concretos del ángulo de inclinación femoral o cérvico-diafisario, y la relación con el mismo de las trayectorias de las fracturas; estudia además las fuerzas que actúan a través de la articulación, definiendo las zonas de compresión y tracción a nivel del cuello femoral.

Posteriormente son muy numerosos los autores, que por distintos métodos, tratan de definir y materializar las fuerzas tensionales que actúan sobre el fémur, describiendo fuerzas de compresión tracción y cizallamiento, así como sus trayectorias.

Evans y Lissner (1948), con su método de " Stresscoat Lacquer" (fisuras en el barniz distribuido sobre la superficie femoral) tratan de materializar dichas fuerzas y deformaciones del hueso bajo las distintas sollicitaciones, que están en relación con sus incurvaciones y ángulos.

Más recientemente Hirsch y colaboradores (1956-61-63) definen la complejidad de los esfuerzos a que está sometida

la extremidad proximal del fémur; son notables también los trabajos, en estos mismos años, de Evans (1957), Steindler (1955), y Frankel (1960).

Sin embargo, en estos estudios dedicados al fémur, poco o nada se tiene en cuenta la orientación global de la articulación; van a ser los autores interesados en el tratamiento y patogenia de la luxación congénita de la cadera, los que analicen las variaciones de los ángulos de anteversión e inclinación de la extremidad proximal del fémur, Horwarth (1908), Lorenz (1920), Shenton (1931), Wiberg (1944), Dunn (1952), Dunlap (1953), Cheynel (1954), Lequesne y De Seze (1961), Teinturier (1968) y otros muchos, establecen las relaciones radiológicas normales y patológicas en la cadera.

El interés por el hueso coxal y su cavidad cotiloidea, la otra mitad de la articulación, es relegado a un segundo término; decía R. Fick (1911): "En el conjunto articular de la cadera, el cotilo es un elemento pasivo, que sigue la suerte que le impone la epífisis femoral, como ocurre en la morfogénesis de toda articulación condílea". Pocos son los estudiosos que se ocupan de la orientación de la cavidad cotiloidea, Le Damany (1904), Hilgenreiner (1925), Dega (1933), Wiberg (1939), Cheynel (1952), Dunlap (1956), Buchet (1959), McKibbin (1970) y entre nosotros Fernández (1965) y Esteban Múgica (1981).

El desarrollo de la cirugía de la displasia de la cadera modificando la cavidad cotiloidea, y después el de la sustitución total de la misma, mediante implantes, ha llevado al estudio del hueso coxal, su estructura y la transmisión de fuerzas a su nivel. Ultimamente parece que, gracias a los nuevos medios de exploración que permiten imágenes en los distintos planos del espacio se presta más atención al acetábulo.

Como vemos el interés por conocer las distintas estructuras, con la variación de los ángulos de anteversión e inclinación acetabular y femoral, es por tanto una constante histórica desde los primeros estudios sobre la articulación de la cadera.

1-2-1 ESTUDIOS ANATOMICOS DE LA ORIENTACION.

REALIZADOS SOBRE EL FEMUR.

La mayoría de los datos conocidos sobre la magnitud de los ángulos que orientan espacialmente la extremidad proximal del fémur, se han realizado sobre colecciones de fémures de museos anatómicos y de antropometría. Son muy numerosos y no hemos encontrado ninguna referencia en los mismos respecto a los ángulos femorales en relación con los ángulos de la cavidad cotiloidea.

En la revisión histórica que realiza Dunlap (1956), al publicar su método radiográfico para la medida de los ángulos de la extremidad proximal del fémur, señala los trabajos más importantes sobre medidas anatómicas de dichos ángulos: los más antiguos de Mikulicz (1878), Broca (1896), Suotter y Bradford (1903), los posteriores de Parsons (1914), Durham (1915), Pearson y Bell (1919) y por último los más recientes, ya a mediados de este siglo, realizados

por Pick, Stack y Anson (1941), así como los de Kingsley y Olmsted (1940), dando especial valor a las medidas de estos últimos, por la sistemática que siguieron al trazar el eje del cuello femoral sin tener en cuenta el centro de la cabeza del fémur, ya que habían observado cómo la cabeza femoral no siempre se sitúa simétricamente sobre el cuello.

REALIZADOS SOBRE LA CAVIDAD COTILOIDEA.

Unicamente Le Damany en sus publicaciones de principios de siglo define el índice cotiloideo que es la relación del diámetro con la profundidad de la cavidad cotiloidea, y llama la atención sobre la mala orientación recíproca del cuello femoral y del acetábulo; curiosamente en algunos textos de anatomía se representan la cavidad cotiloidea y el cuello femoral como estructuras perfectamente orientadas: Tillaux en 1892 dice "La tête du fémur regarde en haut, en arrière et en dedans"; del cuello femoral dice que está dirigido oblicuamente de arriba a abajo y de dentro a afuera. Esto ocurre incluso en publicaciones más recientes, Testut (1932), Bouchet (1979), en las que, si bien en el texto se describe correctamente la orientación del acetábulo, se reproducen esquemas en los que dicha cavidad mira claramente hacia atrás. Figura 3.

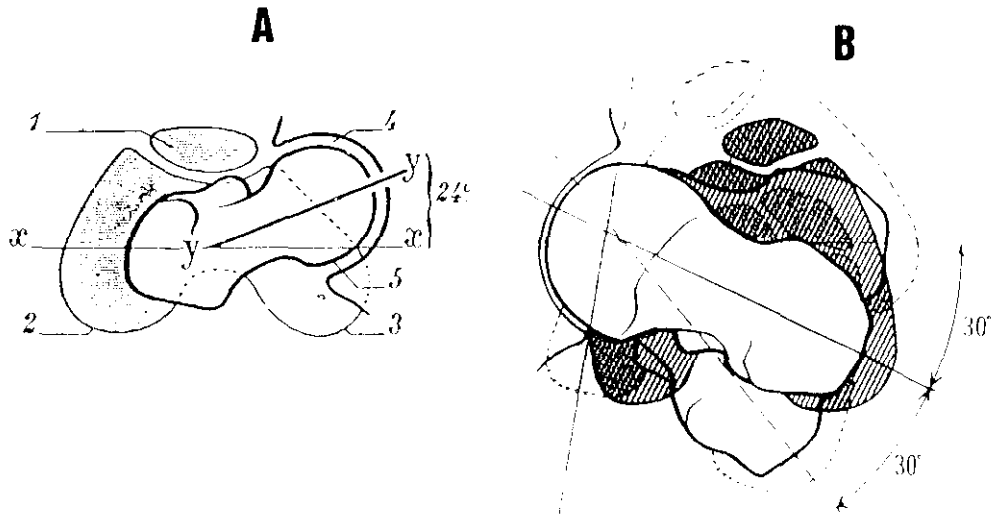


FIGURA 3.

Esquemas tomados de Testut: "A", y Bouchet: "B"; en los que se aprecia la retroversión de la cavidad acetabular, respecto del plano teórico frontal representado por la tangente a la cara posterior de los cóndilos femorales. Hemos añadido líneas trazadas entre los bordes anterior y posterior de la cavidad acetabular.

Testut y Latarjet: Tratado de Anatomía Humana. Pág. 417. Salvat Editores, 1932.

Bouchet y Cuilleret: Anatomía Descriptiva, Topográfica y Funcional. Miembros Inferiores. Editorial Panamericana, 1977.

En realidad, la orientación hacia adelante de ambos elementos óseos, da lugar a que formen, en un corte por un plano transversal a nivel de la articulación, un ángulo de mayor o menor magnitud con el seno dirigido hacia atrás; esta circunstancia, como decíamos, la recoge con claridad Le Damany en los esquemas que reproducimos, observando además la variación de este ángulo en los distintos períodos del crecimiento, y midiendo la inclinación del cotilo hacia delante y hacia abajo, es decir los ángulos de anteversión e inclinación cotiloideos. Figura 4.

Más recientemente otros autores como Dechambre y Teinturier en 1966, definen la anteversión global de la cadera como la suma de los ángulos de anteversión de la cavidad acetabular y del cuello femoral sin encontrar relación entre los mismos. McKibbin (1970) se ocupa también de esta relación, pero sin establecer si existe alguna correlación entre la orientación del cuello y cabeza femorales y la cavidad acetabular.

Kapandji (1970) menciona esta disposición y dibuja el esquema que reproducimos. Figura 5.

Entre nosotros, Fernández (1968) y Esteban Mújica en (1981), miden la orientación de la cavidad cotiloidea en piezas anatómicas de recién nacidos y de adultos, llegando Fernández a realizar estas medidas durante intervenciones de luxación congénita de cadera.

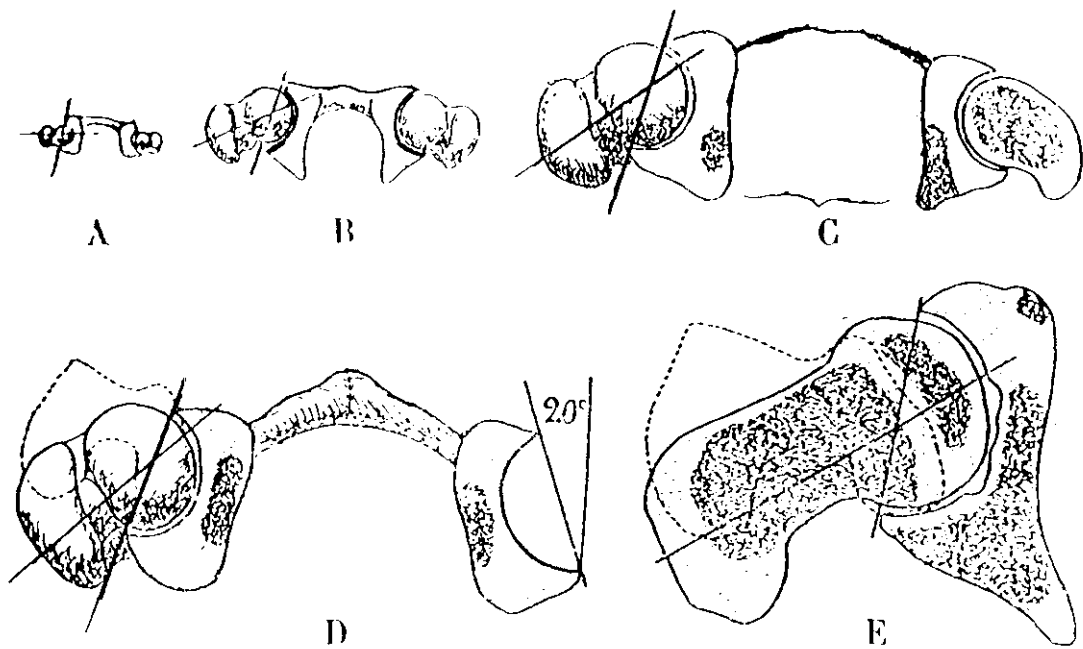


FIGURA 4.

Esquema de Le Damany en el que se observa la relación entre las orientaciones del cuello femoral y la cavidad acetabular, desde el período fetal hasta la niñez.

Le Damany, P. Un défaut de la hanche humaine. J. de l'Anat. et Physiol. XL : 1-21, 1904.

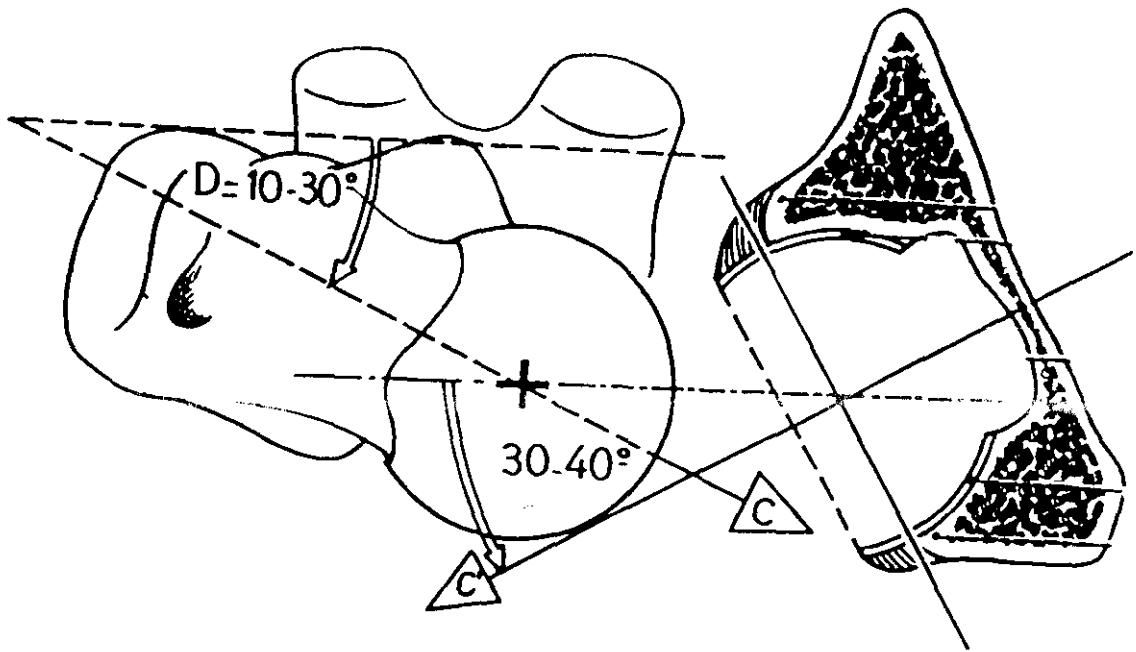


FIGURA 5.

Esquema en el que se pone de manifiesto la anteversión global de la cadera. Flecha "c" eje del cuello. Flecha "c'" eje de la cavidad acetabular. La anteversión global de la cadera sería la suma de las anteversiones femoral y acetabular, 10-30° y 30-40° respectivamente, señaladas en la figura.

Tomado de Kapandji, I.A.; Cuadernos de Fisiología Articular. Pág. 29. Ed. Masson S. A. 1988.

En los tratados anatómicos clásicos consultados, Tillaux (1892), Testut (1932), Gómez Oliveros (1960), Rouvière (1971), Spalteholz (1976), no se dan valores concretos de la orientación, señalándose únicamente que la cavidad cotiloidea mira hacia afuera y adelante. Orts Llorca en su texto de 1952 escribe "La cavidad cotiloidea (acetabulum)... está orientada de tal forma que mira hacia afuera, abajo y atrás".

RESPECTO DE LA ORIENTACION DE LA PELVIS.

Fick (1911) establece las variaciones que suponen las posiciones de firmes, bipedestación relajada y descanso, así como la orientación en sedestación y decúbito supino, dando los valores del ángulo del conjugado anatómico y otras referencias angulares. Considera las espinas ilíacas anteriores superiores y la sínfisis en el mismo plano vertical paralelo al frontal. Figura 6.

En otros textos ya mencionados se indica su posición aproximada: el plano definido por las espinas ilíacas anteriores superiores y la parte anterior de la sínfisis púbica está próximo a la vertical, indicando únicamente la diferencia de la pelvis femenina, algo inclinada hacia delante de la vertical, es decir en ligera anteversión.

Figura 7.

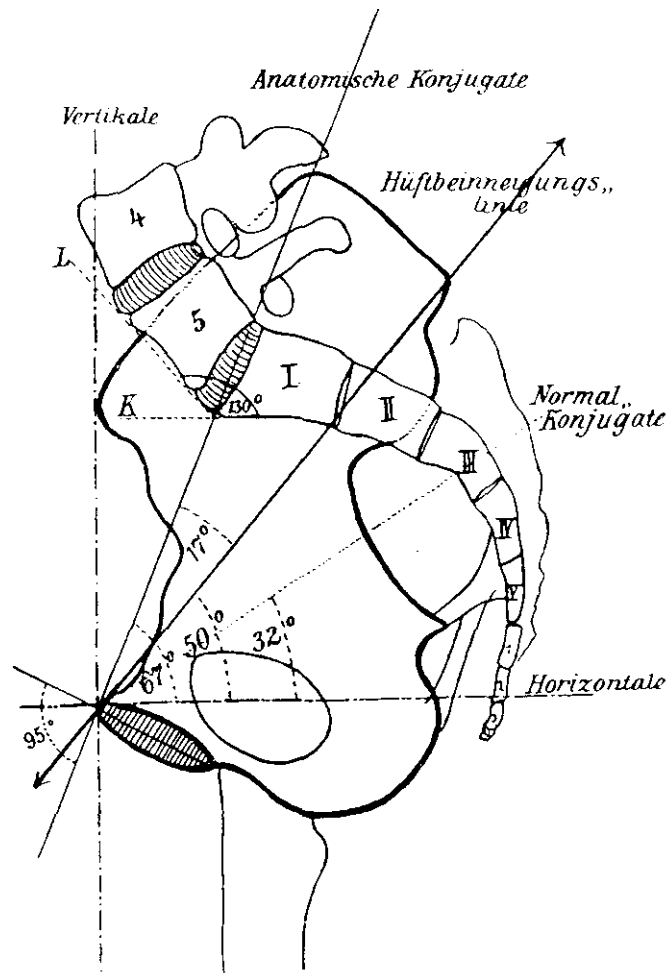


FIGURA 6.

Posición de la pelvis en bipedestación. Tomada de R. Fick, Handbuch der Anatomie und Mechanick der Gelenke. Tomo II, pág. 495. Verlag von Gustav Fischer. Jena 1911.

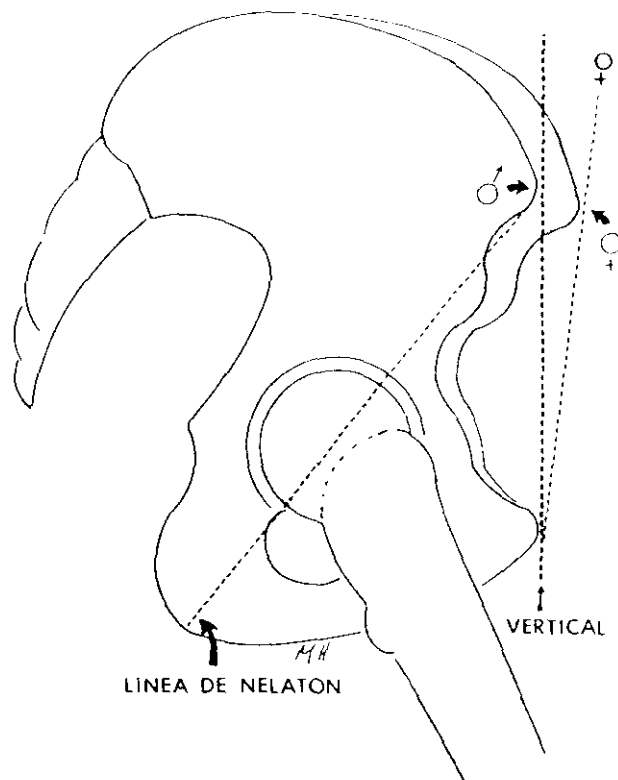


FIGURA 7.

Esquema que muestra la posición de la pelvis en bipedestación. Tomado de Tronzo. Cirugía de la cadera. Editorial Panamericana. Buenos Aires. 1980.

1-2-1-1 ESTUDIOS ANATOMICOS DE LOS ANGULOS DEL
FEMUR.

Revisión Bibliográfica.

DATOS SOBRE EL ANGULO DE ANTEVERSION FEMORAL.

MEDIDAS ANATOMICAS.

1878. Mikulicz da valores entre más 37° a menos 25°, siendo la media de 11,6°.

1896. Para Broca, citado por Testut, varía de 38° a 2°.

1903. Suotter y Bradford tras medir 154 fémures encuentran una variación de más 50 a 0°, con una media de 10,3°.

1914. Parsons encuentra medidas de mas 40° a menos 17°, con una media de 15,5°, tras medir 266 fémures.

1914. Martin encuentra los siguientes resultados: el ángulo de anteversión es de 8 a 35 grados en la población suiza y de -25 a +42 grados en la población india, con una media de 8°.

1915. Durham en 200 fémures normales, midiendo el ángulo de anteversión sobre el plano de apoyo horizontal encuentra los siguientes resultados: valor máximo 35°, y mínimo de 0°, la media es de 11,9°. En 80 de los fémures (40%) el valor estaba entre 7° y 10°. La distribución de los resul-

tados es la que sigue:

0-1 GRADOS	18 FEMURES
2-9 "	80 "
10-20 "	75 "
20-25 "	40 "
25-29 "	9 "
30-35 "	2 "

1919. Pearson y Bell tras su estudio dan una media de 15,3°; estos autores midieron el ángulo cervical diafisario.

1921. Lange y Pitzen dan los siguientes valores para el ángulo de anteversión: Adultos cifras extremas 3-42°, media 18.6°. Encuentran la siguiente distribución: el 43% de los ángulos medidos está entre 15 y 25 grados.

1932. Testut da las cifras de 17 grados para individuos franceses y de 20 grados para los negros, con cifras extremas de 2 y 34 grados respectivamente, citando los datos dados por Broca en 1896.

1938. Lanz afirma que en un diez por ciento de los adultos existe retroversión femoral.

1941. Pick, Stack y Anson en sus medidas encuentran una variación de -18 a 41 grados, de 152 fémures 142 eran positivos entre 1º y 42º, 10 negativos -2º a -18º, y la media 14.01º.

1945. Elftman mide la anteversión de 35 fémures sobre el plano bicondíleo trocantéreo, da una media de 11,86 grados con un error standar de 1,05 y unos valores extremos entre 0 y 26 grados.

1948. Kingsley y Olmsted miden 680 fémures secos de adultos, encontrando que el ángulo de anteversión varía entre 20 y 38 grados, con una media de 8.021º; afirman la anormalidad de todos los ángulos de anteversión negativos, el 14,8% de los estudiados, y de todos los que superan los 15 grados de anteversión, el 18,9% en su estudio. Entre 0 y 15 grados están en 66,3%, entre -0,5 a -20 grados están el 14,8% y entre el 15,5 a 38 grados están en 18,9%. No explica si en el examen de dichos fémures observó datos patológicos claros como presencia de artrosis, fracturas, etc.

1952. Para Orts Llorca el ángulo de anteversión es de 12 grados, y se considera normal entre 4 y 20 grados.

1953. Dunlap encuentra una media de 8,7 grados.

En la revisión que realiza de distintos autores acumula un número de 1524 fémures medidos, encontrando valor máximo de 50° y mínimo de menos 20° con una media de 11,2°.

1955. Getz realiza medidas de numerosos huesos procedentes de lapones. Los resultados los señalamos a continuación:

SEXO	MEDIA	Nº FEMURES	σ	e	RANGO.
varones	14	232	9,3	0,6	0/45,5°
hembras	16,3	171	9,5	0,7	0/41°

" σ " es la desviación característica y "e" el error medio.

1957. Tobin en amplia revisión de autores indica valores del ángulo de anteversión entre mas 50 a menos 25, los mismos dados por Dunlap, y valores medios que oscilan entre 11 y 15°.

1968. Lamare estudia el ángulo de anteversión en 50 fémures: 13 casos entre 0 y 10 grados, 27 casos entre 11 y 20 grados, 10 casos entre 21 y 32 grados.

1977. Kapandji da para el ángulo de anteversión valores entre 10 y 30°

1978. Pérez Casas lo denomina ángulo de declinación y da valores de 12 a 15° +/- 4°.

1979. Bouchet da un ángulo anteversión medio de 25°.

1982. Reikeras estudia el ángulo de anteversión en 48 pares de fémures, utiliza el plano bicondíleo trocantéreo. Los datos son:

Nº DE CADERAS	SEXO	ANTEVERSION	DESV. CARACT.
48	mujeres	10.7	+/- 6,5
48	hombres	10,2	+/- 6,9

No encuentra diferencias significativas entre izquierdos y derechos.

1987. Para Morvam en 35 fémures, el ángulo de anteversión varía de -12 a 34,5 grados.

1988. Casteleiro mide el ángulo de anteversión clínica: medido entre la tangente posterior a los cóndilos femorales y el eje cérvico cefálico; el ángulo de anteversión anatómico: medido respecto del eje bituberositario y el ángulo de torsión femoral: giro que se precisa para que la cabeza

femoral entre en contacto con el plano de apoyo del hueso.

Los valores para estos ángulos son los que siguen:

Angulo de anteversión anatómico 14,13 grados $\pm 2,11$

Angulo de anteversión clínica 11,13 $\pm 1,44$

Angulo de torsión femoral 18,43 $\pm 1,65$

DATOS SOBRE EL ANGULO DE INCLINACION FEMORAL.

MEDIDAS ANATOMICAS.

1844. Rodet da un valor medio para el ángulo de inclinación de 138 grados, encontrando unos valores extremos de 121 y 144 grados.

1884. Charpy da un valor medio de 127 grados para el ángulo de inclinación femoral con unos valores extremos de 115 y 140 grados.

1914. Parsons en al análisis de sus datos sobre el ángulo cérvico diafisario encuentra los siguientes resultados:

SEXO	LADO	Nº FEMURES	MEDIA	VALORES EXTREMOS
varones	derecha	79	127	113/140
	izquierda	104	126	112/138
hembras	derecha	54	126	114/133

izquierda	51	125	118/133
-----------	----	-----	---------

Las medidas de estos ángulos indican que no existen diferencias sexuales.

1914. Martin encuentra los siguientes resultados: ángulo de inclinación en la población suiza de 133 grados, en la población india 121 grados.

1932. Testut cita los datos de Rodet, media de 138°, y Charpy, media de 127°, añadiendo que el ángulo de inclinación puede oscilar entre 23 a 25 ° en más o en menos.

1941. Pick, Stack y Anson dan para el Angulo de Inclinación una media 126.4°, valores extremos 104-147°.

1941. Walmsley al estudiar el cuello de fémur como problema estático, da valores para el Angulo Cérvico-diafisario que son:

Media	Varones	125°, valores extremos	113-137
Media	Hembras	127°, valores extremos	116-142

1949. Lanz da 138° como valor medio del ángulo de inclinación.

1952. Orts Llorca señala que el ángulo cérvico-diafisario presenta variaciones individuales bastante marcadas, considerándose como normales los ángulos comprendidos entre 115° y 140° , y valor medio de 126° .

1955. Getz realiza medidas de numerosos huesos procedentes de lapones, dando los siguientes valores para el ángulo de inclinación:

SEXO	MEDIA	Nº	σ	e	RANGO
Masculinos	129°	242	3,9	0,3	119,5-140
Femeninos	128°	182	4,5	0,3	118,5-139

siendo " σ " la desviación característica y "e" el error medio.

1960. Gómez Oliveros da valores para el ángulo de inclinación del adulto que oscilan entre $130,2$ y 124° , siendo la media de $126,6^{\circ}$.

1968. Lamare encuentra que el ángulo cérvico diafisario varía entre 107° y 139° , estando el 72% de los fémures medidos entre 121 y 130° .

1977. Kapandji da para el ángulo de inclinación un valor de

125°.

1978. Pérez Casas lo denomina ángulo "A.C.D." y da el valor medio de 130°.

1979. Bouchet da como valor medio del ángulo cérvico diafisario 130°.

1980. Harty da valores para el ángulo de inclinación de 125 a 135°.

1981. Esteban Mújica da para el ángulo cérvico diafisario en el adulto 130 grados, mide este mismo ángulo en 14 piezas anatómicas de recién nacido encontrando unos valores extremos de 114 y 133 grados.

1982. Reikeras estudia el ángulo de inclinación en 48 pares de fémures. Los datos son:

Nº DE CADERAS	SEXO	A. DE INCLINACION	DESV. CARACT.
48	mujeres	127,0	+/- 7,2
48	hombres	128,3	+/- 7,9

1988. Casteleiro el ángulo cérvico diafisario mide en proyección anteroposterior 130,7 +/- 1,13° y con la antever-

si3n corregida 127,06 +/- 1,15°

MEDIDAS ANATOMICAS DEL ANGULO DE DIVERGENCIA.

1911. Fick lo denomina 3ngulo del eje mec3nico, da un valor de 6° respecto del eje anatómico y de 87° respecto de la línea base de la rodilla.

1914. Parsons lo denomina 3ngulo de oblicuidad de la diáfisis: nos da los siguientes valores:

SEXO	LADO	Nº	MEDIA	VALORES EXTREMOS
varones	derecho	71	9	17/4
	izquierdo	79	9	14/5
hembras	derecho	49	10	14/5
	izquierdo	49	11	17/2

no tiene relación con la longitud del cuello ni de la diáfisis.

1932. Testut da un 3ngulo de 8 ó 9 grados; y aña-de que la oblicuidad del fémur es siempre más acentuada en la mujer que en el hombre, y esto depende de la conformación de su pelvis (y por lo tanto de la separación de las dos cavi-da-

des cotiloideas) que es más ancha en el sexo femenino.

1941. Pick Stack y Anson encuentran una media para el ángulo de oblicuidad de 9.56° ; valores entre $3-15^{\circ}$.

1956. Müller dice que el ángulo que forma el eje mecánico con el eje diafisario es de 6 grados.

1957. Backman mide el ángulo entre el eje ideal diafisario y el eje de la diáfisis proximal es de 8 ± 1.9 grados, abierto hacia abajo y adelante.

1960. Gómez Oliveros da para el ángulo de oblicuidad de 9 a 10° .

1970. Para Kapandji el ángulo de oblicuidad es de 6° .

1981. Esteban Mújica el eje mecánico forma con el eje anatómico un ángulo de 4 a 8 grados, mayor en la mujer por la mayor anchura de la pelvis, guarda así mismo relación directa con la anchura de la pelvis e inversa con la longitud de la diáfisis femoral. Define el ángulo diáfiso condilar como el formado por el eje diafisario y la tangente distal a los cóndilos femorales, alcanzando un valor de 9 grados en el adulto, citando a Olivier (1962).

Este ángulo tienen un valor de 15 grados en el período embrionario por falta del desarrollo del cóndilo externo y alcanza 10 a 11 grados en el recién nacido.

1988. Healy en una revisión de los resultados de la osteotomía correctora del genu valgo de distintas etiologías considera como normal el ángulo entre el eje mecánico del fémur y el anatómico de 6° .

1988. Casteleiro: el ángulo de divergencia tiene un valor medio de $7,1 \pm 0,13^{\circ}$; el ángulo del valgo diafisario es de $8,36 \pm 0,38^{\circ}$.

1989. Langlais y col. consideran el valgo fisiológico de 5 grados en el varón y 8 grados en la mujer.

1-2-1-2 ESTUDIOS ANATOMICOS DE LA ORIENTACION DEL
ACETABULO.

Revisión bibliográfica.

VALORES DEL ANGULO DE ANTEVERSION COTILOIDEO.

1912. Le Damany daba los siguientes resultados:

SUJETOS		A. ANTEVERSION		A. INCLINACION	
		der.	izq.	der.	izq.
mujeres	8	19	12	42	43
niñas	8	21	20	39	40
hombres	8	17	18	41	41
niños	8	17	19	33	34

1915. Shiino da para el ángulo de anteversión cotiloideo 15 grados en el varón, 19 grados en la hembra.

1935. Steindler da para el ángulo de anteversión cotiloideo 40 grados.

1949. Para Lanz en el adulto la anteversión cotilo es de 42°, al nacimiento de 31°.

1955. Getz mide la anteversión del cotilo en los lapones:

SEXO	MEDIA	Nº	σ	e	RANGO
Hombres	37,2	137	4,6	0,4	27/50
Mujeres	40	84	4,5	0,5	30-50

1960. Castaing da 30° de ángulo de anteversión acetabular.

1968. Fernández da para el ángulo de anteversión cotiloideo de 11 a 27° .

1968. Teinturier y Dechambre dan para el ángulo de anteversión cotiloideo de 25 a 33° en niños y 30° en adultos.

1970. McKibbin sitúa la pelvis para medir los ángulos de la cavidad acetabular considerando que las espinas ilíacas anteriores superiores y la sínfisis púbica están en un mismo plano frontal. Nos da los siguientes resultados de la medida del ángulo de anteversión acetabular.

EDAD	SEXO	Nº DE CADERAS	RANGO	MEDIA
adulto	varón	30	5/19	14
adulto	hembra	30	10/24	19
adulto	todos	60	5/24	16,5

No encuentra correlación entre el ángulo de anteversión femoral y la anteversión del acetábulo.

Denomina índice de inestabilidad a la suma de los ángulos de anteversión femoral y acetabular.

1982. Terver estudia siete pelvis aisladas anatómicamente y

mediante tomografía axial computerizada. Nos da los datos de medidas que siguen:

LADO	A. INCLIN.	A. ANTEV.	A. DIVER.
cotilos der.	ana. 39	15 +/- 17	82 +/- 6
	rx. 37 +/- 8	15 +/- 6	86 +/- 7
cotilos izq.	ana. 44	22 +/- 12	
	rx. 44 +/- 6	16.5 +/- 5	

VALORES DEL ANGULO DE INCLINACION COTILOIDEO.

1955. Getz mide la inclinación de la cavidad acetabular en los lapones.

SEXO	MEDIA	Nº	σ	e
Varones	59,8	138	5,8	0,5
Mujeres	57	86	5,6	0,6

1960. Castaing da 45 grados de inclinación acetabular.

1979. Pérez Casas denomina Angulo de incidencia al formado en un plano frontal por la línea que une el borde súpero externo e ínfero interno de la cavidad cotiloidea con la vertical; es de 42° en el varón con una variación de 28 a

47,5° y 42° en la hembra con una variación de 33 a 53°, valora en 120 grados el ángulo del eje bicondíleo con el plano de anteversión del cotilo. Cita a Gilis que da valores de 35° a 39°.

1981. Esteban Mújica define el ángulo de inclinación del acetábulo como el formado por una línea que une los vértices superior e inferior del acetábulo respecto con la horizontal. Vale de 50 a 60 ° en el adulto y de 50 a 80° en el niño.

Considera el ángulo de inclinación anatómico cuando el niño está en decúbito supino y ángulo de inclinación funcional cuando está en monopdestación, bipedestación o durante la marcha.

1-2-2 ESTUDIOS DE LA ORIENTACION MEDIANTE TECNICAS
DE DIAGNOSTICO EN LA PRACTICA CLINICA.

ORIENTACION DE LA EXTREMIDAD PROXIMAL DEL FEMUR.

El estudio radiológico de la orientación de la cabeza y cuello femorales ha sido abordado desde antiguo por los autores interesados en la patología de la displasia luxante o luxación congénita de cadera, al observar como en estos pacientes existía un aumento significativo del ángulo de anteversión femoral, asociado o no, con el aumento del ángulo cérvico diafisario.

Son muy numerosas las técnicas propuestas y la valoración de las mismas.

Desde los métodos fluoroscópicos, los radiográficos con dos o más proyecciones, y los estereográficos a los más recientes utilizando la Tomografía Axial Computerizada.

Así mismo se han utilizado otros medios de exploración como los ultrasonidos y la resonancia magnética, esta última todavía poco generalizada.

Todas estas técnicas, utilizadas inicialmente para la valoración de las caderas infantiles, han ido cobrando valor en la clínica, y actualmente se utilizan para la valoración de la patología de la cadera del adulto, diagnosticando secuelas de displasias que pasaron desapercibidas y explicando muchas artrosis antes consideradas idiopáticas y actualmente, mucho mejor definidas, como secundarias a displasias o necrosis isquémicas, en las que parece haber relación entre la orientación de la cabeza y cuello femorales con su aparición y su posterior evolución.

RESPECTO DE LA CAVIDAD COTILOIDEA.

El estudio radiográfico de su orientación fue asimismo iniciado para valorar la cadera infantil, y, solo más tarde, para la valoración de la cadera del adulto.

La dificultad de su medida, mucho mayor que la referida a la extremidad proximal del fémur, ha dado lugar a técnicas más complejas y a resultados más dispares.

La posibilidad de la utilización de la Tomografía Axial Computerizada ha facilitado estas medidas al conseguir imágenes equivalentes a cortes anatómicos transversales, en las que se puede medir la anteversión de la cavidad acetabular. Pero el plano de apertura de la cavidad coti-

loidea dista de ser un círculo perfecto, presentando eminencias y depresiones en su contorno, que sólo aproximadamente se pueden asociar a un determinado plano geométrico.

En las técnicas propuestas se practican una, dos o más radiografías, incorporando referencias radio opacas, y variando las incidencias del haz central de radiación, así como la posición de la placa radiográfica.

Más fácil es la determinación de la posición de los cotilos artificiales implantados, estudiada exhaustivamente para valoración de las artroplastias totales de cadera, ya que el contorno perfectamente circular de la prótesis acetabular permite, con una sola radiografía y un simple cálculo matemático, definir exactamente su orientación.

SOBRE ORIENTACION DE LA PELVIS.

La situación normal de la pelvis con el individuo en bipedestación es, en general, definida como de ligera anteversión más marcada en la mujer, o con las espinas ilíacas anteriores superiores y el borde anterior de la sínfisis en un mismo plano vertical, paralelo al frontal. Figura 8.

Necesariamente la posición de la pelvis cambia el án-

gulo de anteversión de la cavidad cotiloidea, y otros ángulos de referencia.

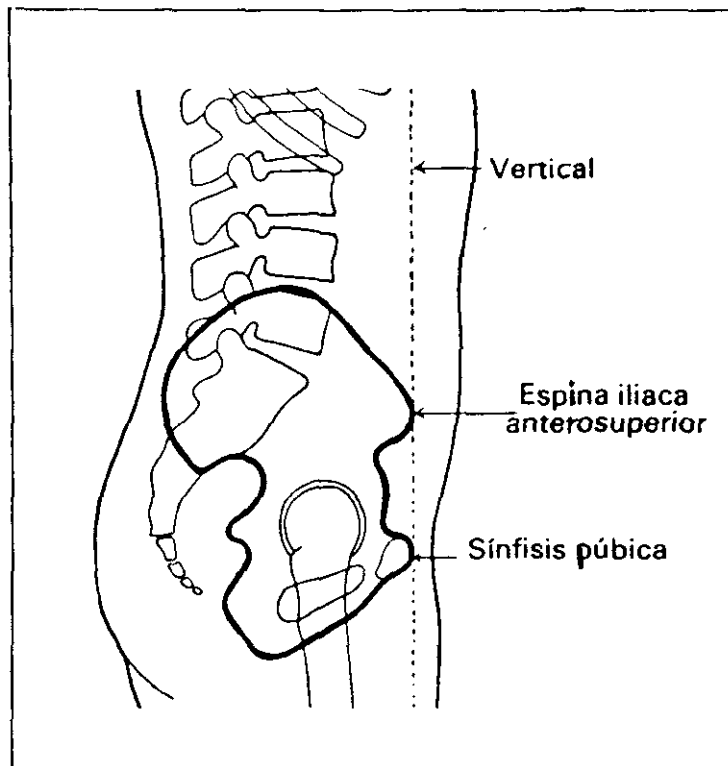


FIGURA 8.

Esquema que muestra la relación con la vertical de las espinas ilíacas anteriores superiores y la sínfisis del pubis. Tomada de Clarck. Posiciones en radiografía. Tomo 1. p. 152. Salvat Editores, Barcelona, 1980.

1-2-2-1 ESTUDIOS RADIOLOGICOS DE LA ORIENTACION
DEL FEMUR Y EL ACETABULO.

Revision bibliográfica.

METODOS Y RESULTADOS DE LOS ESTUDIOS RADIOLOGICOS
PARA LA MEDIDA DE LOS ANGULOS FEMORALES.

TECNICAS DE MEDIDA MEDIANTE RADIOSCOPIA.

1909. Drehmann describe el primer método de medida de los ángulos de la extremidad proximal del fémur mediante estudio radioscópico directo sobre la pantalla fluoroscópica.

1925. Stewart propone el método fluoroscópico admitiendo un error de +/- 5 grados.

1931. Rogers describe su método fluoroscópico: hace coincidir la cabeza y cuello femorales en rotación externa y mide el ángulo que la pierna, con la rodilla a 90 grados de flexión, describe con el plano de la pantalla fluoroscópica; el sujeto se sitúa en decúbito prono y el foco se centra en la cadera a examinar.

METODOS MEDIANTE OBTENCION DE RADIOGRAFIAS.

1929. Schertlein y Schultz realizan dos radiografías en planos perpendiculares entre sí, una de ellas en la proyec-

ción descrita por Lavenstein.

1934. Johansson realiza dos proyecciones, una anteroposterior y otra axial, colocando la placa radiográfica paralela al eje del cuello, determinado en la anteroposterior.

Marca en las radiografías el punto medio de la cabeza femoral y el del cuello en su mitad, uniendo dichos puntos obtiene el eje céfalo cervical.

El eje diafisario lo obtiene marcando los puntos medios en la diáfisis: uno, bajo el trocánter menor; y otro en la parte más lejana posible de la misma visible en la placa radiográfica, aproximadamente unos 10 cm distalmente al anterior.

Entre ambos ejes mide el ángulo cérvico diafisario proyectado. El ángulo cérvico diafisario verdadero "x" es calculado mediante la fórmula:

$$\cos x = \cos y \cdot \cos z$$

donde "y" es el ángulo proyectado, y "z" es el ángulo de torsión medido sobre el plano horizontal en la radiografía axial con la placa paralela al eje del cuello (proyección de Wittck-Saltzberg) centrada en la unión entre el cuello y la diáfisis.

Mide también la distancia del eje del cuello hasta su intersección con el eje diafisario mediante cálculo trigonométrico.

1952. Dunn, mediante radiografías a un modelo óseo provisto de un sistema para medir los ángulos y unas agujas metálicas que permiten ver con claridad el desplazamiento de la epífisis en la radiografía, establece una tabla de corrección, para que, con una sola radiografía al paciente, realizada en decúbito supino, con la cadera y rodilla a 90 grados de flexión y 15 grados de abducción, poder medir el ángulo de anteversión.

1953. Dunlap y col. describen su método anatómico de medida del ángulo de anteversión femoral. Mide el ángulo de anteversión femoral proyectado en el plano perpendicular a la diáfisis, entre el plano bicondíleo trocantéreo y el eje cérvico cefálico.

En el método radiográfico que propone realiza una radiografía ántero posterior convencional, y con soporte especial obtiene una radiografía axial en abducción conocida, en la que mide el ángulo de anteversión entre el borde de la placa radiográfica (considerada horizontal) y el eje del cuello, corrigiendo su valor de acuerdo con la abducción mediante unas tablas de conversión.

1953. Ryder establece los términos de ángulos de anteversión e inclinación proyectados a partir de los cuales tri-

gonométricamente se pueden calcular los verdaderos, aunque sólo se refiera al de anteversión, el de inclinación verdadero se puede calcular igualmente con su tabla.

1953. Laage y colaboradores propusieron un método de estudio de los ángulos femorales y cotiloideos mediante dos proyecciones radiográficas para el control del tratamiento de la displasia de cadera en los niños. Una proyección anteroposterior y otra lateral horizontal, en la que se podía estudiar la relación entre la cabeza femoral y la cavidad cotiloidea.

1956. Magilligan propone dos proyecciones, una anteroposterior y otra axial colocando la placa paralela al eje del cuello del fémur, posición obtenida en la radiografía anteroposterior, para medir los ángulos de inclinación y anteversión de los que deduce el ángulo de anteversión verdadero mediante tablas.

Establece como referencia el plano diacondíleo, definido por la línea que une las tuberosidades condíleas y el eje diafisario, cuyo trazado no determina. El plano cervical es el definido por el eje del cuello femoral (cuyo trazado no determina) y el eje diafisario, visible en la radiografía. Denomina ángulo de anteversión verdadero al proyectado sobre el plano transversal horizontal en su

intersección con estos dos planos descritos.

Explica la diferencia entre el ángulo de anteversión real y el proyectado, ya establecida por Ryder (1953); realiza ensayos con fémures rotando la extremidad proximal osteotomizada, pero no define el método para trazar las líneas que van a determinar los ángulos. Asimila además el eje bicondíleo con la posición en rotación neutra de las piernas, con la rodilla flexionada a 90 grados. Orts Llorca (1952) indica que dicho eje mira hacia afuera y atrás.

1957. Budin realiza una radiografía axial sobre el paciente sentado con las piernas colgando, placa situada detrás, el rayo normal sigue el eje diafisario, obteniendo el ángulo entre el eje del cuello y la horizontal del borde de la placa (mide el ángulo proyectado en el plano horizontal transversal anatómico).

1963. Virenque previene sobre los errores en la valoración del ángulo de inclinación por la anteversión natural del fémur, esto es más importante cuanto mayor valgo tiene la cadera.

1966. Manlot propone la medida de los ángulos femorales mediante tomografías.

Con el sujeto sentado, piernas colgando fuera de la

mesa radiológica para que las tibias estén verticales, hace una tomografía de corte grueso que incluye el cuello, midiendo directamente el ángulo entre el eje del mismo y el plano horizontal de la mesa, que corresponde al borde de la placa obtenida; la placa se ha colocado detrás de la espalda del individuo a explorar, apoyada perpendicularmente en la mesa sobre la que está sentado.

1968. Lamare y Lesourd realizan dos proyecciones, una ántero posterior y otra de perfil. Utilizan la siguiente sistemática de medida: en la proyección anteroposterior marcan el centro de la base de la cabeza femoral y el centro de la base del cuello femoral; para marcar el centro de la base del cuello femoral, trazan una línea que va del punto de intersección del trocánter menor con la sombra del borde inferior del cuello hasta el final de la imagen del cuello en el trocánter mayor por arriba (este último punto es de difícil definición). Notan la diferencia de la curvatura de la cabeza ósea según se tenga en cuenta la parte superior o la parte inferior de la misma. Ambas mitades, superior e inferior, están normalmente separadas por la fosita del ligamento redondo.

En la radiografía de perfil toman las mismas referencias. El ángulo cérvico cefálico, en radiografía de perfil lo valoran de la siguiente forma: tras estudiar 50 casos

encuentra 12 en retroversión relativa, es decir, con valores menores a 10 grados; 13 bien alineados, valores entre 10 y 12 grados; y 25 en anteversión, valores por encima de 12 grados.

1969. Norman propone un método en el que, en lugar de medir los ángulos en las radiografías anteroposterior y axial, mide únicamente la distancia del centro de la cabeza femoral a la prolongación del eje diafisario en ambas proyecciones, haciendo posteriormente el cálculo trigonométrico correspondiente, para obtener el valor del ángulo.

1972. Lagasse y Staheli realizan un estudio comparativo de los diversos métodos de medida del ángulo de anteversión.

1979. Ogata propone para medir los ángulos del fémur realizar dos radiografías: anteroposterior y lateral, tal como hemos realizado en nuestro estudio; la diferencia esencial con otros métodos consiste en que mide el ángulo céntrico diafisario trazando el eje de la diáfisis visible en la radiografía y el eje céntrico cefálico, y no midiendo el ángulo que forma el eje céntrico cefálico con la horizontal representada por el borde inferior de la placa radiográfica; en la proyección anteroposterior utiliza el eje diafisario y el céntrico cefálico. Una vez obtenidas las medidas

en ambas proyecciones, el ángulo real se obtiene trigonometricamente.

Hace medidas con su método y mediante goniómetro en piezas óseas aisladas comprobando el escaso margen de error del método.

1979. Ruby realiza medidas del ángulo de anteversión con un modelo realizado mediante un fémur seco siguiendo los métodos de Rogers, Ryder-Crane y Dunlap. El error encontrado es el que sigue:

Rogers	-4 a +7	media 1,4°.
Ryder-Crane	-5 a +8	media 2,7°.
Dunlap	+3 a +9	media 4,7°.

1981. Peterson utiliza el eje bicondíleo y el eje del cuello femoral midiendo el ángulo de anteversión entre ambos ejes. Mide un ángulo de anteversión proyectado.

1981. Wientroub describe una técnica de alta fiabilidad, la estereofotogrametría, realizando dos radiografías a un metro de distancia focal y cambiando el foco 10 cm en sentido longitudinal, lo que le permite, mediante la utilización de un aparato de estereoscopia similar al utilizado para el trazado de planos a partir de fotografías aéreas, una visión tridimensional de la cavidad cotiloidea y del extremo

proximal del fémur, lamentablemente no aporta datos del estudio de series, sino únicamente los referentes a la fiabilidad de su método.

1982. Reikeras da las siguientes medidas para el ángulo de inclinación corrigiendo la anteversión y para el ángulo de anteversión proyectado utilizando el plano bicondíleo trocantéreo como referencia. Denomina a este ángulo el ángulo de inclinación real.

SEXO	NUMERO	ANTEVERSION	INCLINACION REAL
mujer	48	10,7 +/- 6,5	127 +/- 7,2
hombre	48	10,2 +/- 6,9	128 +/- 7,9
total	96	10,4 +/- 6,7	127 +/- 7,6

1982. Heripret analiza los errores en la medida de distintos métodos. Concluye que el método biplano: 2 radiografías realizadas a 90°, tienen un margen de error de menos de 5 grados, y la radiación es menor que en cualquiera de los métodos que precisan de radioscopia o radiografía axial.

1983. Herrlin mide el ángulo cérico diafisario en dos proyecciones realizadas a 90 grados, anteroposterior y lateral pura, traza el eje diafisario de la zona visible del tercio proximal diafisario en ambas proyecciones, y el eje cervical lo traza entre el centro de la línea que marca la

base del cuello y el centro de la línea de la base de la cabeza femoral.

1983. Gerrlim y Ekelund utilizan la distancia cabeza eje diafisario como método para calcular con facilidad el ángulo de anteversión femoral, método propuesto por Norman en 1969; calculan también la rotación inicial del fémur por la distancia entre los cóndilos femorales en la proyección lateral, dicen que los milímetros que separan los cóndilos equivalen a los grados de rotación con que está tomada la radiografía.

1985. Reikeras realiza una valoración crítica del método de Dunlap en 1953, modificado por Rippstein en 1955; utilizando para su control un método de medida, descrito por Müller en 1971, que consiste en realizar una radiografía colocando el fémur sobre un plano horizontal, normal a la placa radiográfica, y realizando una abducción de 5 grados para que el rayo central no atraviese los cóndilos obscureciendo el cuello y la cabeza femorales. Traza el centro de la cabeza femoral y el centro del cuello que definen el eje del mismo, leyendo el ángulo respecto al borde inferior de la placa radiográfica que corresponde al plano de apoyo bicondíleo-trocánter mayor.

1989. Rubin aunque desconociendo los trabajos de Charnley (1979) realizan un estudio, radiografiando fémures con distintos grados de rotación, para observar cómo varían los ángulos femorales proyectados.

MEDIDAS REALIZADAS CON TOMOGRAFIA AXIAL COMPUTERIZADA.

1978. Weiner y colaboradores proponen un método para la medida del ángulo de anteversión mediante tomografía axial computerizada (TAC).

1981. Peterson realiza cortes en cadera y rodilla para determinar el ángulo entre el eje del cuello y el eje bituberositario.

1981. Fernández utiliza la TAC para determinación del ángulo de anteversión proyectado, indicando que el nivel del corte en cóndilos para la referencia da un error de 2 a 3 grados como media.

1986. Hubbard propone para la medida de ángulo de anteversión la tomografía axial, colocando al paciente en decúbito supino, con la cadera y rodilla a 90 grados de flexión, 0 grados de abducción y 0 grados de rotación. En sus medidas

define el eje bicondíleo con el borde inferior de la placa y traza el eje del cuello uniendo el centro de dos rectas trazadas perpendiculares al mismo, sin tener en cuenta el centro de la cabeza del fémur.

1986. Jend tras medir 32 fémures anatómicamente y con TAC encuentra que es similar la fiabilidad del método de las medidas a la fiabilidad del método propuesto por Rippstein en 1955.

1987. Morvan para comprobar la fiabilidad del método de medida del ángulo de anteversión del cuello femoral realiza estudios mediante tac de 35 fémures, las medidas anatómicas las realiza mediante fotografía de las piezas óseas apoyadas en el plano bicondíleo trocantéreo siguiendo el eje diafisario, y las medidas con tac realizando 5 cortes separados 10 mm en cabeza y cuello femorales para definir el eje cérico cefálico, y con un corte a nivel del apoyo condíleo, para definir el plano tangente posterior a los cóndilos.

El método tiene una precisión valorada en $\pm 2,7$ grados similar al método anatómico realizado.

En los 35 fémures, el ángulo de anteversión variaba de -12 a 34,5 grados.

1987. Murphy haciendo notar los errores de medida que la determinación del eje del cuello femoral produce en las imágenes de tac, propone un método consistente en realizar un corte a nivel de la cabeza, otro a nivel transtocantéreo y un tercero en los cóndilos femorales para determinar el ángulo de anteversión femoral.

ESTUDIOS RADIOLOGICOS DE LA CAVIDAD ACETABULAR.

METODOS Y RESULTADOS.

1956. Dunlap y col. realizan el estudio radiográfico de los ángulos de la cavidad cotiloidea mediante la práctica de radiografías: una en proyección AP para determinar la distancia interacetabular, y otras dos, izquierda y derecha, con el sujeto sentado con las piernas colgando, placa bajo el paciente, provisto el chasis de dos marcas transversales que serán la referencia para la medida del ángulo de anteversión respecto al plano sagital; el tubo de rayos x inclinado 45° hacia el lado a explorar; obtiene los siguientes resultados:

100 adultos	a. anteversión	35°
100 niños	" "	32°

1960. Castaing y colaboradores estudian la anteversión del

cotilo encontrando unos valores de 30 grados, y la inclinación encontrando unos valores de 45 grados, utilizaron la técnica de realizar una radiografía con 30 grados de inclinación del rayo de incidencia, comentan el interés de conocer la relación de la orientación del cotilo y del cuello femoral.

1964. Lude describe el ángulo de inclinación acetabular como el formado por la intersección del plano de apertura del cotilo y el plano sagital en Rx anteroposterior.

1987. Meunier propone medir la anteversión mediante una sola radiografía anteroposterior en la que sea visible el borde anterior y posterior del acetábulo y mediante cálculo trigonométrico obtiene el ángulo.

1982. Cirotteau da los siguientes datos para el ángulo de anteversión del cotilo: 20 grados en el recién nacido y 20 grados en el adulto.

1989. Broughton mediante radiografía anteroposterior estima que el ángulo "a-c-n" varía entre 40 y 58 grados con una desviación característica de $\pm 4,7$.

El ángulo "a-c-n" es el formado por la perpendicular al centro de la línea que define el ángulo de anteversión

cotiloideo con la horizontal. Se trata pues del ángulo de inclinación cotiloideo.

1982. Terver y colaboradores utilizaron el estudio mediante TAC para determinar la orientación de la cavidad cotiloidea, orientación "real" , realizando cortes en la zona de cotilo en carga, es decir la mitad superior.

Calculan matemáticamente el plano de apertura medio, lo proyectan sobre un sistema de coordenadas orientado según los planos anatómicos frontal, sagital y horizontal.

Estudian pelvis aisladas, anatomicamente y mediante tac, e individuos sanos; nos dan los datos de medidas que siguen:

<u>SUJETOS ESTUDIADOS</u>		<u>A. INCLIN.</u>	<u>A. ANTEV.</u>
7 pelvis			
cotilos der.	ana.	39	15 +/- 17
	rx.	37 +/- 8	15 +/- 6
cotilos izq.	ana.	44	22 +/- 12
	rx.	44 +/- 6	16.5 +/- 5
<u>Individuos sanos</u>			
15 hombres			
der.		35 +/- 6	15.5 +/- 3
izq.		36 +/- 5.5	15.5 +/- 5
9 mujeres			
der.		32 +/- 8	20.5 +/- 7
izq.		33 +/- 10	19.5 +/- 7

El ángulo de divergencia es el formado por los planos de ambos cotilos, de seno posterior, en el plano horizontal.

1982. Reikeras determina en 40 pacientes con anteversión clínica manifiesta, de edades comprendidas entre los 4 y 12 años, mediante tac de la cadera para medir los ángulos de anteversión de la cavidad acetabular. Encuentra que la anteversión de la cavidad acetabular es de 14 ± 4 grados.

1982. Jacquemier mediante TAC estudia la anteversión de la cavidad acetabular medida a nivel del diámetro mayor de la cabeza, entre la tangente a los bordes cotiloideos y el plano frontal representado por la línea que une los relieves de ambas escotaduras ciáticas; encuentra que la anteversión del cotilo es prácticamente constante, entre 13 y 15 grados.

1983. Reikeras estudia mediante tac 39 caderas con artrosis y 47 caderas normales midiendo el ángulo de anteversión acetabular:

26	mujeres	18 ± 6
21	varones	16 ± 5
Todos		17 ± 6

En los pacientes encuentra los siguientes resultados.

39 pacientes 18 ± 6 .

1986. Anda estima que el ángulo de anteversión acetabular medido con TAC varía muy poco cuando el corte tomográfico no pasa por el ecuador de la cabeza femoral: obtiene los siguientes resultados de medida del ángulo de anteversión acetabular en 42 caderas de varones era $18,5$ grados con una desviación característica de $4,5$, y 40 caderas de mujeres con una media de $21,5^\circ$ y desviación característica de $5,1^\circ$.

1986. Saks encuentra una variación entre 18 y 20 grados del ángulo de anteversión acetabular medido con TAC.

1-2-2-2 ESTUDIOS DE LA ORIENTACION MEDIANTE
ULTRASONIDOS.

Moulton (1982) describe el método de medida mediante ultrasonidos. Aconseja la medida del ángulo de anteversión femoral con ultrasonidos para evitar la radiación de los pacientes, y encuentra los siguientes resultados tras el estudio de 18 sujetos normales: ángulo de anteversión de 10 a 30 grados con una diferencia de izquierda a derecha de hasta 4 grados.

Utiliza imágenes obtenidas mediante ultrasonidos de la cara anterior del cuello femoral y de la rodilla, realizando la medida del ángulo entre la tangente al borde anterior del cuello femoral y el diámetro bituberositario condíleo.

LaGasse y Staheli (1972) realizan las medidas con ultrasonidos comprobando que es más exacta la medida radiográfica.

1-3 JUSTIFICACION.

Son muy numerosos los trabajos publicados proponiendo diferentes métodos para la medida de las dimensiones y ángulos de la articulación coxofemoral, sobre todo los referidos a la extremidad proximal del fémur, y más escasos, sin embargo, los que se ocupan de la cavidad cotiloidea. La dificultad para medir la orientación del acetábulo en radiografías o en coxales aislados, al faltar planos de referencia claros, o incluso al realizar las medidas en pelvis completas, ya que se desconoce, como advertía Le Damany (1904), la posición real en el individuo vivo, puede explicar esta escasez de referencias bibliográficas.

Los trabajos revisados proponen métodos más o menos simples para encontrar las dimensiones y parámetros que nos interesan, partiendo de estudios comparativos anatómicos y radiográficos. Pero se ocupan de la cavidad acetabular o del fémur separadamente.

Pocos son los trabajos que tratan de establecer y comprender la relación entre los datos de orientación y dimensiones del fémur y los de la cavidad cotiloidea o del coxal, privándonos de la posibilidad de entrar a estudiar la complejidad de la articulación, al realizar el estudio de una sola mitad del problema.

Además hemos encontrado pocas referencias sobre parámetros como la distancia entre el centro de la cabeza femoral y el eje diafisario, la relación entre el extremo proximal del trocánter mayor con el centro de la cabeza femoral, la posible correlación entre los distintos ángulos del fémur proximal y los de la cavidad cotiloidea, o la situación de ésta última en el coxal.

A la vista de lo anterior estimamos que el estudio de las frecuencias de las distintas medidas y ángulos, las correlaciones entre ellas, así como tratar de concretar las relaciones espaciales de la articulación, es imprescindible para la correcta valoración funcional de la articulación.

2 OBJETIVOS DE LA TESIS.

Conseguir mediante estudio radiológico de piezas óseas aisladas, realizando proyecciones que se puedan repetir en el individuo vivo, datos comparables con las medidas realizadas directamente sobre esas piezas óseas, y establecer así, la fiabilidad de los datos obtenidos en la clínica mediante las radiografías.

Obtener datos sobre la orientación de los ejes y las variaciones de los diferentes parámetros de interés, que permitan una mejor comprensión de la interrelación entre la pelvis y el fémur, y que puedan ser útiles para el estudio de la biomecánica articular; definiendo el eje diafisario proximal del fémur y estableciendo sus relaciones con los ejes mecánico y anatómico del fémur, y determinando las variaciones de la situación del acetábulo respecto del coxal.

Obtener una base de datos, de una muestra de huesos de nuestra población, que permita valorar la desviación de la normalidad de las caderas de nuestros pacientes, y el diseño dimensional de una prótesis de cadera.

3 RECUERDO ANATOMICO.

Dado que la intención de nuestro trabajo sobre el "Par cinemático de la articulación coxo femoral" incluye la pretensión de comprender las relaciones espaciales de las piezas óseas que la integran, no nos limitaremos en nuestra descripción a la articulación misma, sino que la extendemos al fémur, al coxal y al conjunto óseo de la pelvis, integrado por los dos huesos coxales y el hueso sacro.

Para realizar las descripciones anatómicas hemos seguido la sistemática del "Tratado de Anatomía Humana" de Testut, revisado por Latarjet, edición en castellano del año 1932, consultando simultáneamente el texto de "Anatomía Humana" de Orts Llorca, edición de 1952, y las "Lecciones de Anatomía Humana" de Gómez Oliveros, edición de 1960.

3-1 EMBRIOLOGIA DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL.

PERIODO EMBRIONARIO.

En el embrión humano de 4 mm a los 28 días, aparece el esbozo del miembro inferior, dos días más tarde que el correspondiente al miembro superior, a expensas del mesodermo lateral, Watanabe (1974), situado por fuera de los somitos, en el extremo caudal del cresta de Wolf, a la altura del proctodeo, entre los somitos segundo lumbar y tercero sacro. El ectodermo a su nivel, forma la cresta apical, que habiendo sido inducida por el esbozo mesodérmico, induce a su vez al mismo para que continúe su formación. La masa mesodérmica del esbozo, formada por células indiferenciadas, contiene todos los elementos precisos para el desarrollo de músculos, tendones, fascias, sinoviales y huesos de la extremidad inferior. La cadera está representada por una densa masa de escleroblastema, Bardeen (1905).

El esbozo del miembro crece en dirección ventral y lateral. Figura 9.

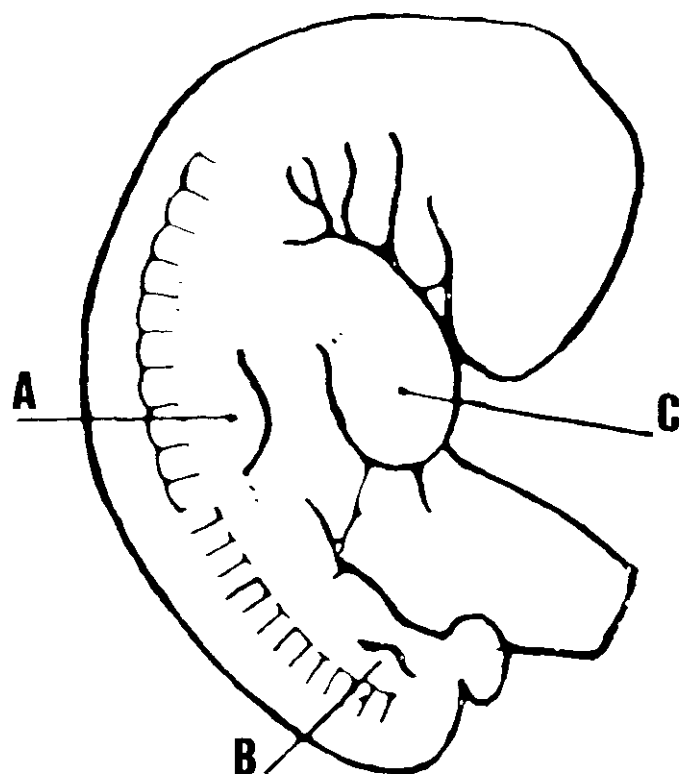


FIGURA 9.

Representación gráfica de un embrión humano de 4,8 mm

A.- Esbozo apendicular braquial

B.- Esbozo apendicular crural

C.- Relieve cardíaco

Original de Hochstetter, tomado de Gómez Oliveros,
Lecciones de Anatomía Humana, Tomo I, 1ª Parte, pag. 172.
Editorial Marbán, Madrid 1964.

A los 32 días, embrión de 7 mm, aparecen los brotes de los miembros bien desarrollados, se inician las primeras condensaciones musculares formadas por grupos de células mesenquimatosas laxas, Trueta (1975).

Los troncos vasculares embrionarios acompañan al esbozo, respetando la zona central o escleroblastema, que dará lugar a lo que será más adelante el esqueleto de la articulación, la primera arteria del miembro inferior es una delgada rama colateral de la arteria umbilical, que crece en dirección axial a través del plexo ciático, por la cara posterior del esbozo del miembro inferior, Orts Llorca (1952).

En el embrión de 8,5 mm empieza a apreciarse la diferenciación de la parte proximal y distal de la extremidad, por crecimiento rápido del esbozo en dirección ventro lateral. Figura 10.

En el embrión de 9 a 10 mm 36 días, empieza a distinguirse la rodilla, Gómez Oliveros (1964). Aparece por proliferación del blastema, transformándose en condroblastos, el esbozo ("anlage" o "primordium") del fémur, ilion, pubis e isquion. Bardeen y Olivier (1963).

Es notable la parte proximal del fémur, pero no se pueden distinguir en la zona de condensación celular los límites entre la extremidad proximal del fémur de lo que será el hueso coxal; luego aparece la parte distal del

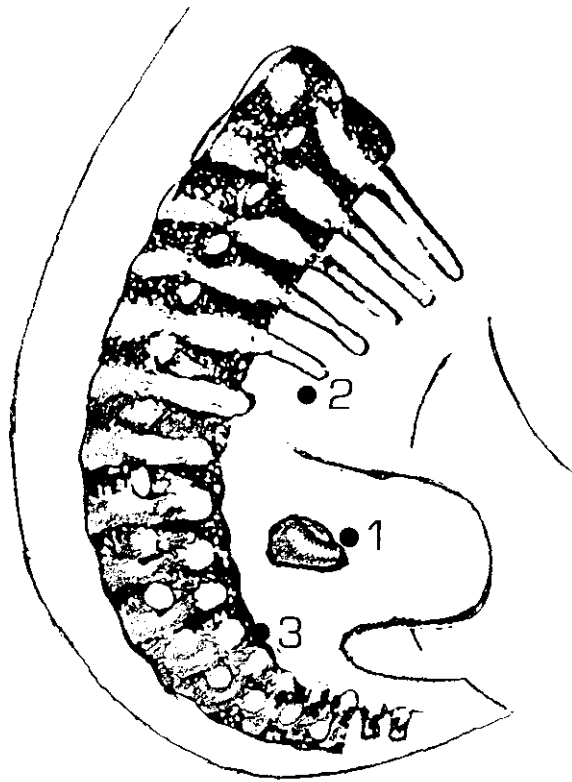


FIGURA 10.

Esbozo del miembro inferior, embrión de 9 mm.

1.-Escleroblastema. 2.-12ª costilla. 3.-1ª vértebra sacra.

Dibujos tomados de Bardeen, Studies on the development of the human skeleton. Part C: The development of the skeleton of the posterior limb. American Journal of Anatomy, vol. IV. 1905.

mismo; este esbozo de lo que serán los huesos correspondientes a la articulación de la cadera, está rodeado de un mesénquima laxo en el que penetran los nervios y los vasos.

Alrededor aparece la condensación muscular que precede de muy cerca a la condricificación de los esbozos óseos. Se produce así mismo en este momento la flexión de la rodilla y de la cadera.

En el embrión de 11 mm, 39 días, es reconocible ya el esbozo cartilaginoso del fémur por condricificación del blastema integrado por condrocitos pequeños y uniformes y en continuidad con lo que será el hueso coxal, Trueta (1975). Figura 11.

En el embrión de 12 mm, aproximadamente a los 42 días, aparece ya diferenciada la paleta distal en el esbozo del miembro inferior que dará lugar a la formación del pie. Se inicia además la rotación del miembro inferior. La arteria del miembro inferior alcanza la pala distal y se divide en cinco ramas que formaran las arterias digitales, Orts Llorca.

En el fémur se pueden distinguir las tres etapas de la diferenciación: cartílago en el centro de la diáfisis, precartílago en las zonas metafiso epifisarias y blastema indiferenciado en los trocánteres. En el coxal la diferenciación se inicia en el ilion, para continuar en los núcleos correspondientes al pubis e isquion.

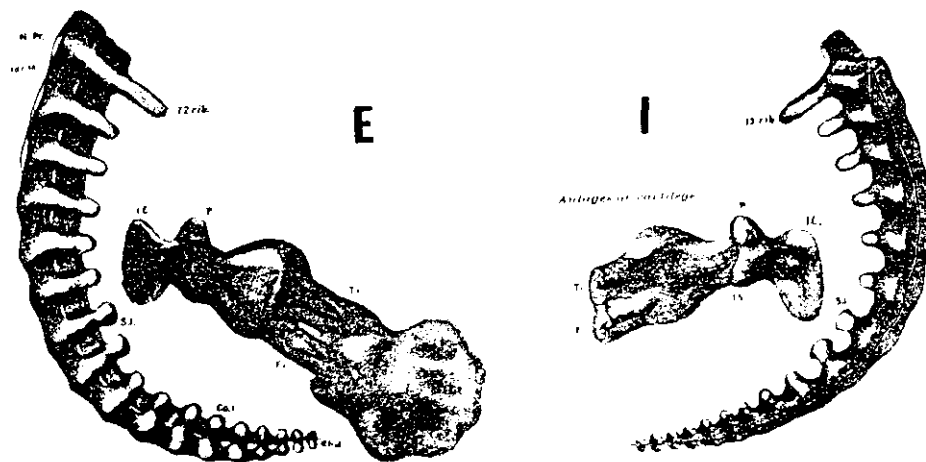


FIGURA 11.

Esbozo precartilaginoso del miembro inferior, embrión de 11 mm, visión interna "I" y externa "E".

Dibujos tomados de Bardeen, Studies on the development of the human skeleton. Part C: The development of the skeleton of the posterior limb. American Journal of Anatomy, vol. IV. 1905.

En el embrión de 13,5 mm se puede apreciar como el esbozo cartilaginoso del fémur está situado en una posición de abducción y flexión.

En el embrión de 15 mm se inicia una condensación celular entre lo que posteriormente será el acetábulo y la cabeza femoral. Se trata de las zonas intermedias o interzonas homogéneas que preceden a las articulaciones; esto ocurriría para Trueta (1975) a los 41 días; se pueden individualizar el acetábulo y la cabeza femoral, pero no existe un espacio articular. La diáfisis femoral sigue su condricificación, los núcleos de condricificación del ilion, pubis e isquion delimitan lo que será el cartílago trirradiado.

En el embrión de 17 mm, a los 46 días, la extremidad proximal del fémur es reconocible con la cabeza ovoide, asentada sobre la diáfisis y con el trocánter mayor que la sobrepasa. El cuello no es visible. Se reconocen primero el ilion después el pubis y por último el isquion; centros de condricificación que delimitan al crecer perifericamente una zona menos diferenciada que será más adelante el cartílago trirradiado, Trueta (1975). Los esbozos del ilion e isquion se fusionan inmediatamente, haciéndolo más adelante con el correspondiente al pubis. El ilion será responsable de $\frac{2}{5}$ del acetábulo, otros $\frac{2}{5}$ el isquion y $\frac{1}{5}$ el pubis, Bardeen (1905).

En el embrión de 20 mm, 48 días para Hamilton y cola-

boradores (1956), la articulación de la cadera está formada. Se inicia la calcificación del esbozo condral femoral por el punto principal diafisario; para Taure (1960), a los 30 ó 40 días; para Rooker (1979) las primeras calcificaciones aparecen en el centro de la diáfisis a los 25 milímetros. La musculatura esquelética está en grado avanzado de desarrollo. La diferenciación cartilaginosa del fémur y del hueso innominado es completa, Ferrer Torrelles (1982). Se empieza a reconocer el cuello femoral corto y grueso, Bardeen (1905).

A los 50 días con el embrión de aproximadamente 21 mm aparece el esbozo del cuello femoral, la cabeza femoral sigue siendo ovoide pero ya es reconocible además del trocánter mayor el esbozo del trocánter menor. Se inicia la calcificación del ilíaco por su punto principal, Taure (1960).

En el embrión de 22 mm se distingue la articulación de la cadera, aparece ya el espacio articular por autolisis de las capas o estratos centrales de la unión del esbozo de la cabeza y el acetábulo. Figura 12. Las otras capas integrarán el cartílago articular primordial respectivamente de la cabeza y del acetábulo. Es reconocible también la cápsula primitiva.

En el embrión de 23 mm se distingue el cuello y es posible ya medir un ángulo de inclinación del mismo que puede llegar a 120 grados. La cápsula aparece como una fina

capa bajo la condensación muscular, que va desde el labrum glenoideo al pericondrio femoral, sin que se puedan distinguir en ella las células que serán membrana sinovial y las que formarán la cápsula misma. El labrum aparece integrado por células indiferenciadas a lo largo del margen acetabular. Se puede reconocer el ligamento redondo en la interzona articular, Rooker (1979).

En el embrión de 25 mm la diáfisis se desplaza hacia la adducción, las rodillas pasan de mirar hacia fuera a mirar hacia adelante, la cabeza femoral que estaba en relación con el acetábulo por su parte superior externa, aumenta su contacto con el mismo. Por la condensación de células indiferenciadas que forman el labrum y amplian el acetábulo que en su parte pósterio superior ha crecido a expensas de ilion, este contacto se hace mayor. Para Rooker (1979) el labrum aparece entre los 20-25 milímetros y aumenta la congruencia articular de 150 a 165 grados de cabeza en contacto hasta 220 a 235 grados. La cavidad cotiloidea, formada por los esbozos cartilaginosos del ilion, isquion y pubis, es una hemiesfera salvo por la zona inferior en la que la cabeza no encuentra apoyo cartilaginoso y es la zona en la que se formará el ligamento transversal del acetábulo.

En el embrión de 55 días, aproximadamente 27 mm, el desplazamiento de la diáfisis y la rotación del miembro hace que se inicie la anteversión del cuello femoral que



FIGURA 12.

Embrión de 23-23 mm, comienzo de la diferenciación de la articulación en las interzonas homogéneas. Dibujado por Gardner y Gray. Prenatal development of the human hip joint. American Journal of Anatomy. 87:163, 1950.

llega a 10 grados, para Trueta no existiría y sí el de inclinación con un valor de 120 a 135°. Los ejes mecánico y anatómico del fémur pueden distinguirse, alcanzando el ángulo entre dichos ejes los 15 grados, Trueta (1975).

La cabeza es esférica, el trocánter mayor prominente, el cotilo se moldea sobre la cabeza femoral y se hace cóncavo y congruente.

PERIODO FETAL.

El período fetal del desarrollo en la vida intrauterina se inicia con la aparición del proceso de osificación. En el embrión de 60 días, 30 mm, la diáfisis del fémur se hace cilíndrica en vez de aplanada en sentido ánteroposterior y se inicia el proceso de osificación en el punto principal diafisario, Trueta (1975). En el ilion se aprecia la osificación junto a la línea innominada, Bardeen (1905).

Un día más tarde, feto de 34 mm, se distingue mejor el cuello femoral, el trocánter mayor se separa más de la cabeza, los ángulos cérvico diafisario y de anteversión son ya reconocibles, teniendo respectivamente una magnitud de unos 135 grados y 15 grados. El fémur comienza a parecerse en su forma a la que tendrá en el recién nacido. El ángulo de divergencia entre los ejes mecánico y diafisario es en

este momento de unos 10 grados.

En el feto de 37 mm la hendidura articular de la cadera está perfectamente desarrollada y la congruencia de la articulación es perfecta. Figura 13.

A los 70 días, feto de 50 mm, aparecen los primeros esbozos vasculares de la epífisis proximal del fémur.

Los brotes vasculares invaden también la fosa acetabular proliferando alrededor del labrum cotiloideo. Se inicia la diferenciación de la sinovial articular, Trueta (1975). Así mismo se inicia el desarrollo neuromuscular.

La cabeza es redondeada, mide 2 mm de diámetro y es perfectamente apreciable el cuello y el trocánter mayor. El cartílago articular está formado por 3 ó 4 capas en el acetábulo, y 5 ó 6 capas en la cabeza, apareciendo bien diferenciado.

La cápsula, labrum, ligamento transverso y el ligamento redondo están bien definidos. Al estudiar los embriones la cabeza femoral puede luxarse.

Se reconocen los vasos retinaculares a lo largo del cuello femoral, Watanabe (1974). La cadera está colocada en flexión, adducción y rotación externa.

En el feto de 70 mm el índice cotiloideo, es decir la relación entre el diámetro y la profundidad del acetábulo, es máximo, según Le Damany (1904), alcanzando una magnitud de 0,55. En estos momentos, para este autor, la congruencia

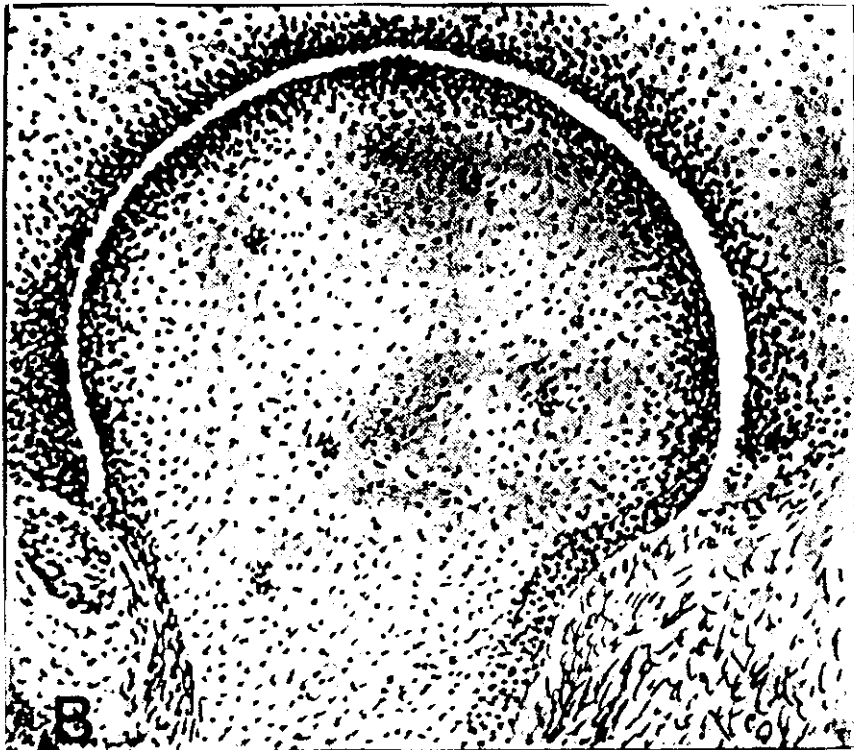


FIGURA 13.

Embrión de 37-43 mm, la cavidad articular está formada a partir de las interzonas homogéneas. Las condensaciones celulares formarán el cartílago articular. Dibujado por Gardner y Gray. Prenatal development of the human hip joint. American Journal of Anatomy. 87:163,1950.

articular es la mejor en todo el proceso del desarrollo intrauterino. Figura 14.

En el feto de 73 mm, comienza la vascularización del cuello femoral, identificándose además la fóvea cápitis y la fosa acetabular.

Cuando el feto tiene unos 100 mm, en la cadera se detecta el inicio de la actividad muscular, la cabeza mide ya 4 mm de diámetro, la extremidad inferior continua en una posición de flexión, rotación externa y adducción. Se completa la vascularización de la epífisis. Para Watanabe (1975) la irrigación de la cabeza ya está formada en su configuración infantil a las 16 semanas.

Para Taure (1974) a los 105 días se inicia la osificación del punto isquiático.

En el feto de 120 mm la diáfisis femoral está osificada hasta por debajo del trocánter menor.

Los centros de osificación del ilion, isquion y pubis son visibles; el espacio articular está totalmente formado; las superficies articulares cubiertas de cartílago hialino; las estructuras musculares completamente desarrolladas están funcionando.

El crecimiento longitudinal de los huesos de la extremidad inferior fuerza la flexión de la cadera y la rodilla progresivamente, por la necesaria adaptación al espacio disponible en la cavidad uterina; la vascularización está

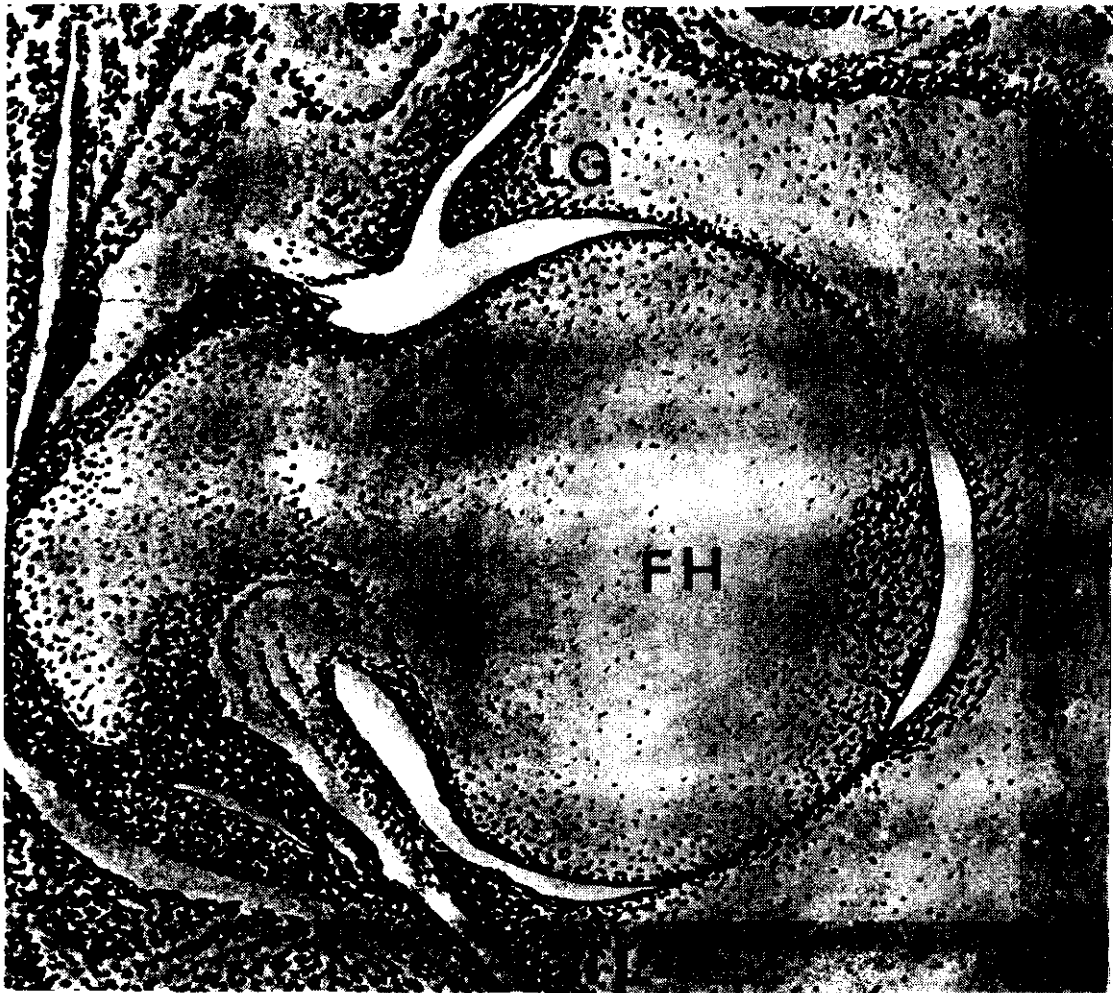


FIGURA 14.

Dibujo de un corte a nivel de la cadera de un feto de 70 a 90 mm de longitud. Se aprecia la perfecta congruencia de la articulación. FH.- Cabeza femoral. hLG.- Labrum Cotiloideo. TL.- Ligamento transverso.

Tomado de Ralis y McKibbin. Changes in the shape of the human hip joint during its development and their relation to its stability. J. Bone Joint Surg. 55-B:780, 1973.

ya configurada como en el recién nacido; la anteversión femoral varia entre -30° y $+40^{\circ}$ con una media de $+4^{\circ}$. El punto de osificación principal del pubis aparece, para Taure (1974), entre las 16 y 20 semanas.

A las 18 semanas el índice cotiloideo ha disminuído a 0,50 según Le Damany (1904), y aparecen los centros de osificación del ilion primero y posteriormente del isquion y el pubis.

A las 20 semanas el feto alcanza un tamaño de 160 mm y la cabeza mide ya 7 mm de diámetro, el cuello se presenta con una anteversión de 60 a 70 grados circunstancia provocada, según Le Damany (1904), para mantener la congruencia articular a pesar de la posición en flexión y adducción obligada por la posición fetal. Para Watanabe (1974) la anteversión sería de -10 a $+30^{\circ}$. La osificación del ilion alcanza sus tres cuartas partes.

A las 24 semanas con el feto de 180 mm, el frente de osificación del núcleo inicial de la diáfisis femoral ha alcanzado la parte inferior del trocánter mayor. El índice cotiloideo, para Le Damany (1904), alcanza 0,50, llegando con el feto a término, en su disminución progresiva, a tener un valor que varía entre 0,38 á 0,45.

La articulación está ya formada, la orientación del cuello femoral y de la cavidad acetabular sufre unas variaciones que estarían condicionadas por factores genéticos y

mecánicos. Se produce además el crecimiento dimensional correspondiente.

Watanabe (1974) nos da datos de medidas realizadas en embriones y fetos. Entre las 11 y 24 semanas. Diámetro de la cabeza femoral: 11 semanas - 2 mm; 15 semanas - 5 mm; 20 semanas - 5 mm; 24 semanas - 8 mm.

Respecto de los ángulos de anteversión e inclinación femorales reproducimos sus gráficos en los que parece no existe variación apreciable del ángulo de inclinación, y se comprueba una gran dispersión de resultados respecto del ángulo de anteversión. Figura 15.

Walker y Goldsmith (1981) realizan medidas en 140 fetos humanos, 280 caderas entre las 12 y 42 semanas de gestación (de 87 a 400 mm de longitud).

Encuentran que el ángulo de anteversión femoral, con gran dispersión de valores, crece desde valores de cero o negativos a las 12 semanas, hasta 30 grados a las 32 semanas, siendo a las 42 semanas como media de 10 grados, pero con valores extremos de 23 a -3 grados.

El ángulo cérico diafisario se mantiene, con menos dispersión de datos, en torno a una media de 125 a 130 grados.

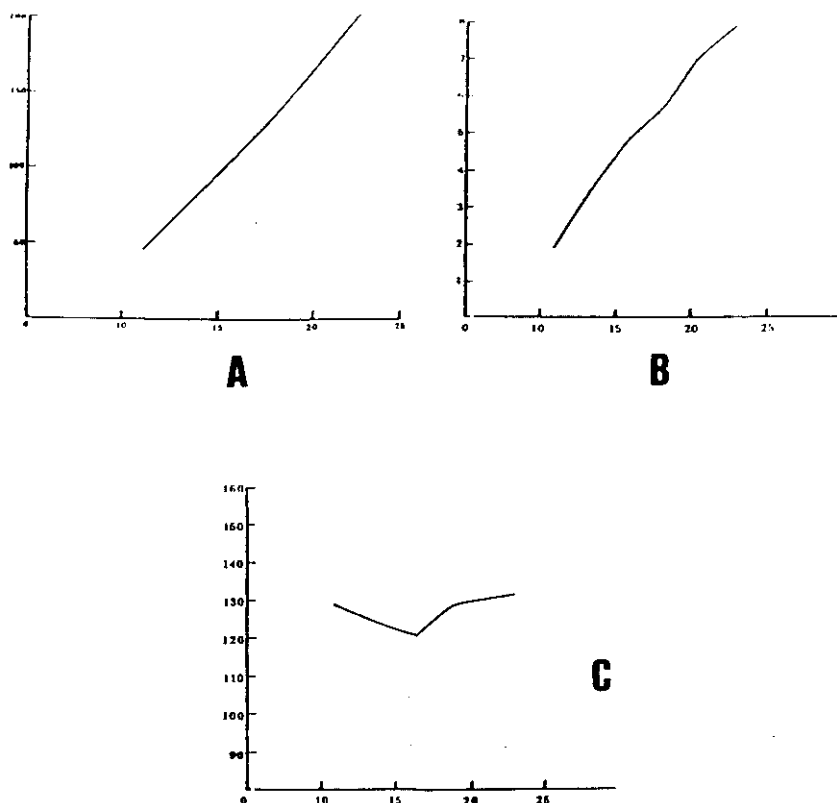


FIGURA 15.

A.- Crecimiento del embrión. Abcisas: semanas, Ordenadas: longitud en mm. B.- Diámetro de la cabeza femoral. Abcisas: Semanas, Ordenadas: mm. C.- Angulo cérvico diafi-sario. Abcisas: Semanas, Ordenadas: Grados. Tomado de Watanabe. Embriology of the human hip. Clin. Orthop. 98:8-26, 1974.

3-2 ESTUDIO ANATOMICO DE LAS PIEZAS OSEAS.

3-2-1 FEMUR.

Para su descripción seguimos el texto de Anatomía Humana de Testut, 1932.

El fémur es un hueso largo, par y asimétrico, que constituye por sí solo el esqueleto del segundo segmento del miembro pélvico. Considerado en un esqueleto en posición vertical, el fémur se dirige oblicuamente de arriba abajo y de fuera adentro, de modo que los dos fémures, próximos entre sí en su extremo inferior, están separados en el superior por la distancia que existe entre las dos cavidades cotiloideas.

Si llamamos eje anatómico del fémur a la línea recta que se extiende desde el punto medio de la escotadura intercotiloidea hasta el borde superior del trocánter mayor, y eje mecánico a la vertical que pasa por el centro de rotación de la cabeza femoral, vemos que estos dos ejes no son paralelos sino que, aproximándose entre sí, forman un

ángulo de 8 ó 9 grados. La oblicuidad del fémur es siempre más acentuada en la mujer que en el hombre, y esto depende de la conformación de su pelvis (y por lo tanto de la separación de las dos cavidades cotiloideas) que es más ancha en el sexo femenino.

El cuerpo del hueso está curvado en sentido anteroposterior, por lo que presenta la forma de un arco cuya concavidad mira hacia atrás; y presenta una ligera torsión sobre un eje vertical, que hace que el plano transversal de su extremo superior no sea enteramente paralelo al plano transversal de su extremo inferior, sino que forma con este último un ángulo agudo abierto hacia dentro, ángulo de declinación.

Como todos los huesos largos, el fémur presenta un cuerpo y dos extremidades, una superior y otra inferior. Figura 16.

DIAFISIS O CUERPO.

Es aproximadamente prismático triangular, y para su estudio por consiguiente podemos considerar en él tres caras y tres bordes.

CARAS.

De las tres caras, una es anterior y las otras externa e interna; pósteros laterales externa e interna para Rouvié-



FIGURA 16.

Fotografías de fémur en visión anterior y posterior

Ver página siguiente para la lectura.

Lectura de la figura 16.

1.-Cabeza femoral. 2.-Fosita del ligamento redondo.
3.-Cuello femoral. 4.-Trocánter mayor. 5.-Fosita digital.
6.-Trocánter menor. 7.-Cresta intertrocantérica. 8.-Línea
intertrocantérica. 9.-Cara anterior. 10.-Cara pósterolateral.
11.-Cara pósteromedial. 12.-Borde ántero medial. 13.-
Borde ántero lateral. 14.-Borde posterior o línea áspera
del fémur. 15.-Labio medial de la línea áspera. 16.-Labio
lateral de la línea áspera. 17.-Espacio poplíteo. 18.-
Cóndilo medial. 19.-Cóndilo lateral. 20.-Escotadura inter-
condílea. 21.-Tuberosidades de los cóndilos.

re (1971).

CARA ANTERIOR.

Es lisa y convexa, está cubierta en sus tres cuartos superiores, por el músculo crural al que presta inserción. Más abajo del músculo crural, esta cara presta también inserción al músculo subcrural o tensor de la sinovial de la rodilla.

CARA EXTERNA Y CARA INTERNA.

Las dos son convexas y lisas en sus dos tercios superiores, se estrechan y terminan en punta en su extremidad inferior, por la bifurcación del borde posterior del hueso que forma el triángulo poplíteo.

Cada una de las caras interna y externa está en relación con una de las porciones laterales del cuádriceps, el vasto interno y el vasto externo respectivamente, músculos separados del mismo por el músculo crural, que cubre las dos caras y se inserta en ellas.

BORDES INTERNO Y EXTERNO.

Están muy poco marcados, por lo que las tres caras no tienen por los lados los límites bien definidos.

BORDE POSTERIOR.

Es grueso, saliente y rugoso, separa perfectamente la cara externa de la cara interna. Este borde recibe el nombre de línea áspera del fémur ("crista femoris"). Esta línea áspera es una adaptación a la estación bípeda, reconocible en el fémur del hombre de Neardenthal, nos indica que éste ya adoptaba la posición erecta, Orts LLorca (1952). El labio externo de esta línea áspera sirve de inserción al vasto interno. En su intersticio se insertan sucesivamente, de arriba abajo, los tres músculos aductores del muslo y además la porción corta del bíceps. Figura 1.

Por abajo la línea áspera se bifurca, y las dos ramas resultantes divergen para dirigirse cada una a un cóndilo femoral formando el espacio o triángulo poplíteo. La línea interna de bifurcación es generalmente interrumpida en su parte media por la arteria femoral al convertirse en arteria poplíteo.

Por arriba la línea áspera se divide en tres ramas, que también son divergentes; la rama externa es siempre la más marcada, se dirige hacia el trocánter mayor y presta inserción al glúteo mayor por lo que también se llama rama glútea o cresta del glúteo mayor, tuberositas glutae; la rama media, situada por dentro de la anterior se dirige hacia el trocánter menor y presta inserción al músculo pectíneo, por lo que también se llama cresta pectínea, línea



FIGURA 17.

Sección de la diáfisis femoral a nivel de su tercio medio. Sus bordes P.-Posterior. I.-Interno. E.-Externo.

pectínea; la rama interna acaba en la parte anterior e inferior del cuello y en ella se inserta en parte el vasto interno del cuádriceps crural, es la cresta del vasto interno.

Cerca del punto de división se encuentra el agujero nutricio del fémur.

EXTREMIDAD SUPERIOR.

En el adulto se considera como límite entre la diáfisis y la extremidad proximal un plano horizontal que pasa inmediatamente por debajo de dos eminencias óseas muy marcadas, que se denominan trocánteres mayor y menor; este plano corresponde a una porción adelgazada de hueso que se designa con el nombre de cuello quirúrgico del fémur. En la extremidad proximal se distinguen: Cabeza articular, cuello anatómico. Cuello quirúrgico. Trocánter mayor y Trocánter menor. Figuras 18 y 19.

CABEZA FEMORAL.

Representa aproximadamente los dos tercios de una esfera, de 20 a 25 mm de radio, Rouvière (1971). Mira hacia arriba, adentro y un poco adelante. Su superficie libre, cubierta de cartílago articular, está limitada por fuera por dos o tres líneas curvas de circunferencia diferente. Un poco por debajo y detrás de su centro, presenta una de-

presión rugosa llamada fosita del ligamento redondo. En esta fosita se ven ordinariamente cinco ó seis orificios vasculares, siempre muy variables por su situación y dimensiones. El esferoide cefálico está ligeramente aplanado en sentido ventro dorsal, siendo la razón de sus diámetros para Rydell (1966) de 1,02.

CUELLO ANATOMICO.

Tiene la forma de un cilindro aplanado de delante a detrás. Su eje mayor, que representa su longitud, lleva una dirección oblicua de arriba abajo, de dentro afuera y de delante hacia atrás: mide de 35 a 45 mm de longitud y forma con el eje del cuerpo del hueso un ángulo, ángulo de inclinación, que recibe también el nombre de ángulo cérvico diafisario, nombre impropio para Orts Llorca, ya que el cuello es parte de la diáfisis. Respecto del eje bituberositario forma un ángulo denominado de declinación o anteversión. Su forma y sección varían según el sector considerado, de sección casi circular en la base de la cabeza misma, es tanto más aplanado cuanto más lejana es la sección considerada; siendo la razón de sus diámetros de 1,15 en la parte más próxima a la cabeza y de 1,65 en la más próxima a la diáfisis para Backman (1957). El eje mayor de la elipse no sigue la misma dirección del eje diafisario, sino que está inclinado hacia atrás y abajo respecto del mismo.



FIGURA 18.

La extremidad proximal del fémur en visión: A.-Anterior. I.-Interna.

1.-Cabeza. 2.-Cuello. 3.-Trocánter mayor. 4.-Línea intertrocantérea. 5.-Trocánter menor. 6.-Fosita del ligamento redondo. 7.-Línea pectínea. 8.-Cavidad digital del trocánter mayor.



FIGURA 19.

La extremidad proximal del fémur en visión: P.-Posterior. S.-Superior.

1.-Trocánter mayor. 2.-Cavidad digital del trocánter mayor. 3.-Cuello. 4.-Cabeza. 5.-Trocánter menor. 6.-Línea áspera. 7.-Cresta del glúteo mayor. 8.-Cresta intertrocanterea.

Esta disposición se adquiere durante el crecimiento, ya que en el recién nacido la sección es sensiblemente circular.

En el cuello anatómico se distinguen dos caras, dos bordes y dos extremos.

La cara anterior es convexa en el sentido transversal y cóncava en el longitudinal.

Corresponde en toda su extensión a la cápsula de la articulación de la cadera. En la parte superior e interna de esta cara existe con frecuencia una carilla triangular lisa, que en estado fresco está recubierta por una capa de cartílago hialino, que se continúa con el de la cabeza femoral o que puede estar separado de él por una pequeña porción rugosa y desprovista del mismo: es la carilla de Bertaux.

La cara posterior también convexa en sentido transversal, con ligera concavidad en el longitudinal, sólo está cubierta por la cápsula en sus dos tercios internos.

El borde superior es relativamente corto, y se extiende casi horizontalmente de la cabeza al trocánter mayor, siendo cóncavo hacia arriba.

El borde inferior, mucho más largo, se dirige oblicuamente de arriba abajo y de dentro afuera y se continúa con la diáfisis.

El extremo interno se ensancha para sostener la cabe-

za; su contorno tiene múltiples orificios vasculares sobre todo en su parte superior.

El extremo externo se confunde en parte con la masa de los trocánteres y en parte con el cuerpo del hueso. Su contorno está limitado:

- Por arriba por el borde superior del trocánter mayor y por la cara interna del mismo.

- Por delante, por una línea rugosa, la línea oblicua del fémur (línea intertrocantérea anterior), que partiendo del ángulo superior y anterior del trocánter mayor, se dirige oblicuamente hacia abajo y adentro hacia el trocánter menor, confundiéndose por debajo del mismo con la rama interna de la línea áspera.

- Por detrás por la cresta intertrocantérea posterior que presta inserción al músculo cuadrado crural.

- Por abajo no hay límites definidos confundiéndose con la cara interna del cuerpo del hueso.

CUELLO QUIRURGICO.

Es la porción del fémur que une el cuerpo del hueso a su extremo superior, situada inmediatamente por debajo de los trocánteres.

TROCANTER MAYOR.

Es una eminencia ósea muy voluminosa en la parte sú-

pero externa de la diáfisis femoral, que es perfectamente palpable en el vivo.

El límite entre el trocánter mayor y la diáfisis es una cresta ósea casi horizontal, que se continúa hacia atrás y abajo con la línea de trifurcación externa de la línea áspera, y donde se originan las fibras musculares del vasto externo. Por arriba el trocánter mayor termina en un borde óseo horizontal bastante agudo, en el que se inserta el músculo piramidal de la pelvis.

Por su parte interna el trocánter mayor, se confunde con la parte externa del cuello femoral, menos su parte más alta que sobresale por encima del mismo, y en la que existe una profunda fosa llamada fosa digital, en cuyo fondo termina el tendón del músculo obturador externo, mientras que por encima de ella lo hace el tendón de los músculos obturador interno y géminos superior e inferior.

Por delante el trocánter mayor presenta una superficie rugosa, de forma cuadrilátera, en la que se inserta el tendón del glúteo menor. Por arriba, afuera y atrás se inserta el m. glúteo mediano y por detrás y en la vecindad de la cresta intertrocantérea, se inserta el músculo cuadrado crural.

TROCANTER MENOR.

Es una eminencia ósea de forma cónica, que ocupa la

parte póstero inferior del cuello femoral. En él se inserta el tendón del músculo psoasiliaco, y de él salen divergiendo tres crestas óseas:

- Cresta intertrocantérea que se dirige hacia afuera y arriba.

- Borde inferior del cuello femoral que se dirige arriba y adentro.

- Cresta pectínea que se dirige hacia abajo.

Algunas veces en los extremos de la línea intertrocantérea se presentan dos pequeños tubérculos óseos, que por su situación se llaman pretrocantíneo y pretrocantéreo.

EXTREMIDAD INFERIOR.

El fémur, en su extremo inferior, se ensancha simultáneamente en sentido transversal y en sentido anteroposterior, formando una masa voluminosa de forma irregularmente cúbica, que mide por término medio de 60 a 65 mm de anchura por 50 a 55 mm de espesor.

Además se curva ligeramente de delante atrás, de modo que el eje longitudinal del cuerpo del hueso, prolongado hacia abajo, divide el extremo inferior en dos porciones muy desiguales, siendo la porción posterior mucho más grande que la anterior. Por delante presenta una superficie articular en forma de polea llamada tróclea femoral, que está formada por dos carillas laterales, que se inclinan la una

hacia la otra convergiendo en un surco anteroposterior que es la garganta de la tróclea.

En la parte inferior, las dos carillas se separan y la garganta de la tróclea es reemplazada por una escotadura que divide al extremo inferior en dos porciones laterales llamadas cóndilos.

El cóndilo interno es menos grueso que el cóndilo externo, pero sobresale más hacia dentro que el cóndilo externo hacia afuera.

En cada cóndilo se distinguen seis caras:

Cara superior, que forma cuerpo con el hueso.

Cara inferior, cara anterior y cara posterior , que son articulares y dispuestas espiroidalmente para rodar sobre la tibia.

Caras mediales, forman parte del espacio intercoti-loideo y prestan inserción a los ligamentos cruzados.

Caras laterales o cutáneas que son superficiales y se notan debajo de los tegumentos. Presentando respectivamente las tuberosidades interna y externa, prestan inserción a los ligamentos laterales de la articulación de la rodilla y sirven de puntos de referencia para trazar el eje bituberositario, que mira hacia afuera y atrás, Orts Llorca (1952).

3-2-1-1 EJES, PLANOS, ANGULOS E INDICES FEMORALES.

EJES.

En el fémur visto frontal y lateralmente podemos estudiar dada su conformación diversos ejes, planos de referencia y ángulos. En visión frontal estando ambos cóndilos y el trocánter mayor apoyados en el plano de la mesa de estudio la diáfisis aparece aproximadamente rectilínea y se pueden considerar los siguientes ejes:

EJE ANATOMICO.

En 1932 Testut dice "llamamos eje anatómico del fémur a la línea recta que se extiende desde el punto medio de la escotadura intercondílea hasta el borde superior del trocánter mayor".

Es una línea recta que coincide aproximadamente con el eje diafisario. Coincide con el que Billing (1954) denomina el eje ideal diafisario: línea que une el centro de la línea inter tuberositaria y el extremo proximal del trocán-

ter mayor, denominado eje longitudinal por Norman en 1969. Figura 20.

EJE DIAFISARIO.

Backman (1957) denomina eje diafisario al definido por el centro de la línea que une las tuberosidades condíleas el centro de la diáfisis en su mitad y el extremo proximal del trocánter mayor. Se trata en realidad de un eje ideal diafisario, que se adapta a la curva fisiológica en el plano sagital.

Para Esteban Mújica (1981) es la línea imaginaria que transcurre por el centro de la diáfisis, pasando por la cavidad medular, suele ser rectilínea, en visión anteroposterior, pero a veces puede presentar incurvaciones ligeras hacia dentro o hacia fuera, y casi nunca coincide con el eje anatómico.

Rydell (1966) define el eje de la diáfisis proximal como la unión del centro de la mitad de la diáfisis con el centro de la parte proximal del trocánter mayor.

EJE MECANICO.

Fick (1911) lo define como la línea imaginaria que une el centro de la cabeza femoral con el centro de la línea tangente distal a ambos cóndilos. Figura 20. Para Testut es la vertical que pasa por el centro de rotación de la cabeza

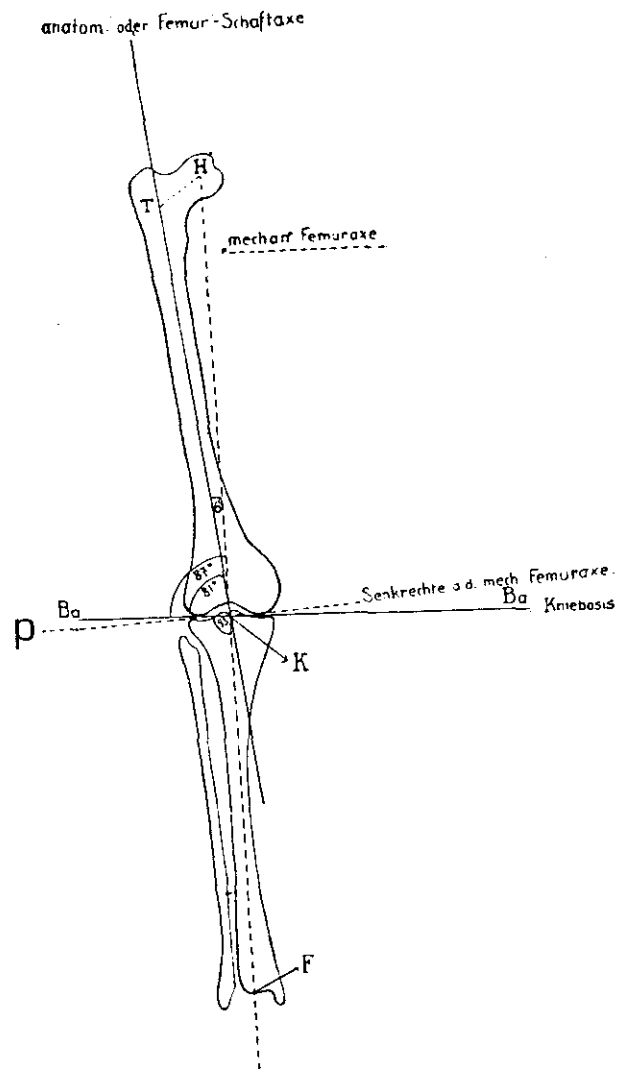


FIGURA 20.

Ejes del fémur: HK.-Eje mecánico. HT.-Eje cervical. TK.-Eje diafisario. KF.-Eje diafisario de la tibia. Línea B A.-Línea base de la rodilla. Línea p.-perpendicular al eje mecánico del fémur.

Tomado de Fick; Hanbuck der Anatomie und Mechanick der Gelenke. Pág. 524. Verlag von Gustav Fischer. Jena 1911.

femoral. Walmsley (1932) señala como cuando los cóndilos están horizontales este eje pasa por fuera de la escotadura intercondílea.

Para Langlais (1989) el eje mecánico del miembro inferior transcurre desde la cabeza femoral al centro de la tangente distal a los cóndilos femorales y al centro de la mortaja tibioperoneo astragalina. Mide el centro de los cóndilos levantando una mediatriz sobre la línea que une ambas espinas tibiales.

EJE DEL CUELLO FEMORAL.

Por su disposición anatómica en el cuello femoral es difícil trazar un eje de manera objetiva por lo que existen dos formas diferentes de trazarlo, que dan lugar a dos términos diferentes para nombrarlo: Eje cérvico cefálico y Eje cervical. Figura 21.

EJE CERVICO CEFALICO.

Denominado también cérvico capital es la línea imaginaria que une el centro de giro de la cabeza femoral con el centro de la parte más estrecha del cuello.

Backman (1957) define el eje cérvico cefálico como la línea trazada entre el centro de la cabeza y el centro de la parte más estrecha del cuello femoral en visión ántero posterior. En 1966 Rydell lo define como el formado por la

unión entre el centro de la cabeza femoral y la mitad de la parte más estrecha del cuello.

EJE CERVICAL.

Parsons (1914) traza el eje del cuello uniendo los centros de las líneas de la base de la cabeza y la del cuello, sin tener en cuenta el centro de la cabeza femoral, ya que ésta podía estar desviada en varo o en valgo, debido al ángulo cérvico cefálico. Figura 21.

El eje cérvico cefálico para Kingsley y Olmsted (1948) no sería fiable para la medida de los ángulos femorales por la frecuencia con que la cabeza no se asienta simétricamente sobre el cuello, por lo que prefieren trazar el eje cervical a partir de diámetros del cuello uniendo sus puntos medios sin tener en cuenta la situación del centro de la epífisis.

EJE DE LA CABEZA FEMORAL.

Denominado también eje capital es el trazado desde el centro geométrico de la cabeza femoral al punto medio de la línea tangente a los bordes superior e inferior de la superficie articular. Figura 21.

EJE ANATOMICO BICONDILEO O EJE BITUBEROSITARIO.

Es la línea imaginaria que une las partes más promi-

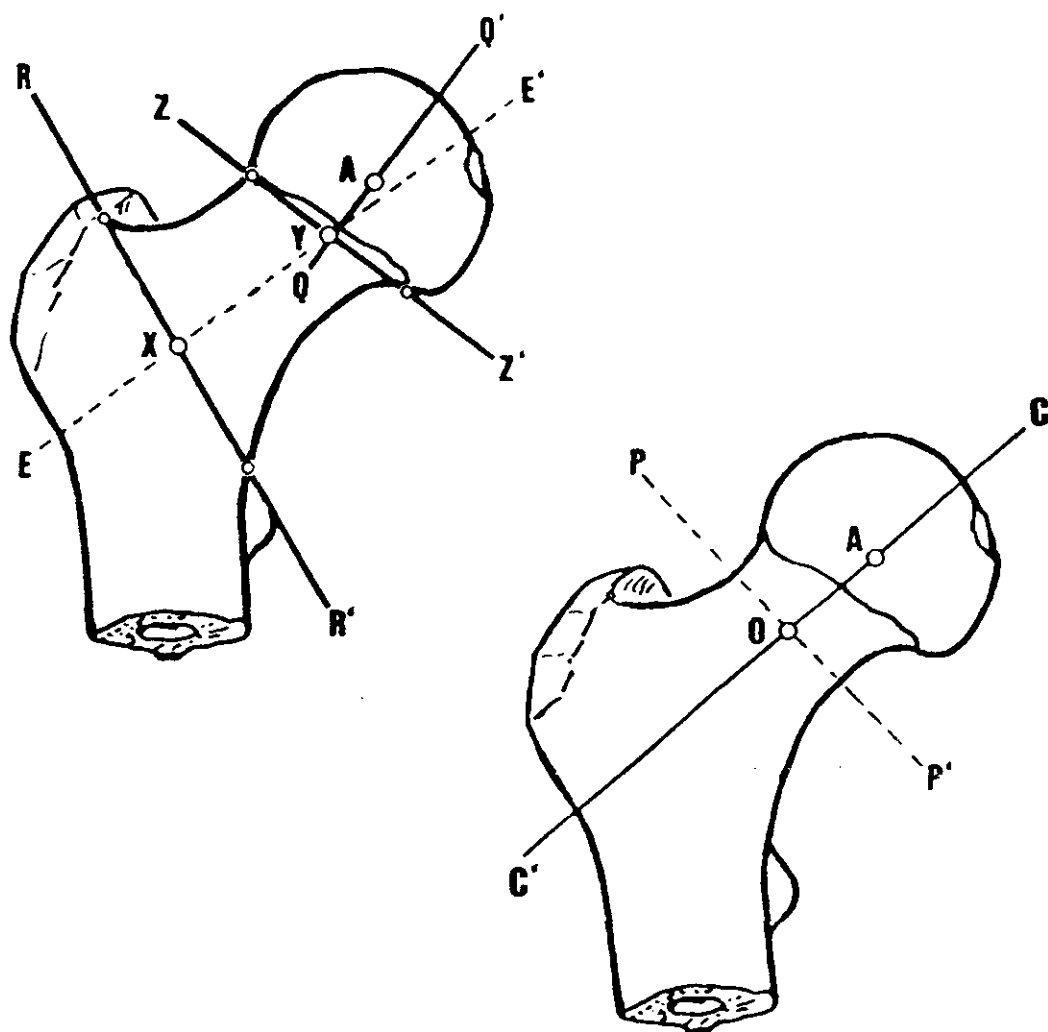


FIGURA 21.

Ejes del cuello y la cabeza femorales: "E-E'".-Eje cervical, trazado entre "Y", punto medio de la línea "Z-Z'" -tangente a la superficie articular de la cabeza- y "X", punto medio de "R-R'", línea de la base del cuello. "Q-Q'".-Eje capital, perpendicular por "A" -centro de la cabeza femoral- a la línea "Z-Z'". "C-C'".-Eje cérico cefálico, trazado entre "A", y "O" centro de la parte mas angosta del cuello, línea "P-P'".

nentes de las tuberosidades condíleas, denominado normalmente eje bicondíleo, se utiliza como referencia para medir el ángulo de anteversión femoral.

La dificultad de precisar clínicamente las tuberosidades condíleas ha llevado a muchos autores a considerar como referencia para la medida del ángulo de anteversión femoral la tangente a la superficie posterior de ambos cóndilos femorales, es decir la línea que define el apoyo posterior de los cóndilos femorales cuando el fémur se coloca sobre un plano. Figura 22.

Observando el fémur lateralmente Esteban Mújica considera los siguientes ejes:

EJE ANATOMICO LATERAL.

Es la línea imaginaria que va desde el vértice del trocánter mayor a la parte media distal de ambos cóndilos femorales. Coincide con el eje anatómico en visión anteroposterior.

EJE DIAFISARIO LATERAL.

Es la línea imaginaria, que no tiene una trayectoria rectilínea, que une las partes centrales de la diáfisis; las líneas correspondientes a la diáfisis proximal y distal forman un ángulo de seno posterior, tanto mas marcado cuan-

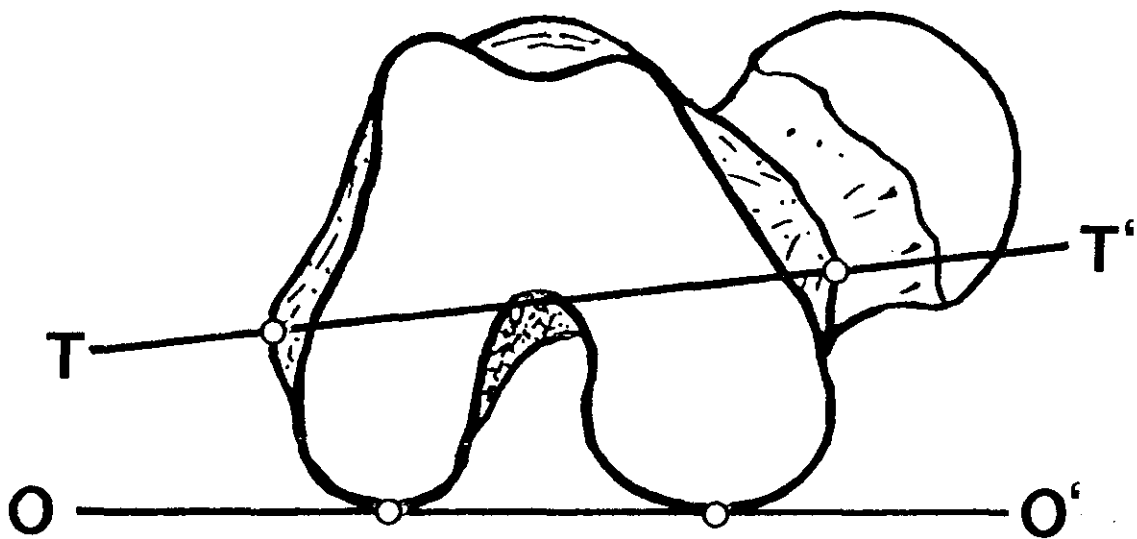


FIGURA 22

Esquema del fémur en visión caudal. "T-T'".- Eje bituberositario. "O-O'".-Tangente posterior a los cóndilos, considerada comunmente paralela al "eje" bicondíleo.

to mas intensa es la incurvación sagital diafisaria.

EJE MECANICO LATERAL.

En visión lateral es el que une el centro de la cabeza femoral y el centro de los cóndilos, tiene la misma definición que el eje mecánico en visión anteroposterior y es coincidente con el mismo; en la visión lateral se observa como pasa alternativamente por delante y por detrás de la diáfisis femoral, mientras que en la visión anteroposterior el eje mecánico era convergente a la diáfisis con el eje anatómico o diafisario hasta los cóndilos. Figura 23.

PLANOS.

Soutter y Bradford (1903) describieron los planos definidos por los ejes diafisario y bituberositario y por los ejes diafisario del cuello femoral, para determinar el ángulo de anteversión femoral; Backman (1957) considera el primero de ellos como el plano frontal del fémur, y el plano perpendicular al mismo que contiene el eje diafisario como el plano sagital femoral. Se considera actualmente otro plano, que denominamos plano de apoyo bicondíleo trocántereo, definido por la tangente posterior a ambos cóndilos femorales y el borde posterior del trocánter mayor, puntos en los que descansa el fémur al colocarlo sobre un plano horizontal, y que son de fácil determinación clínica.

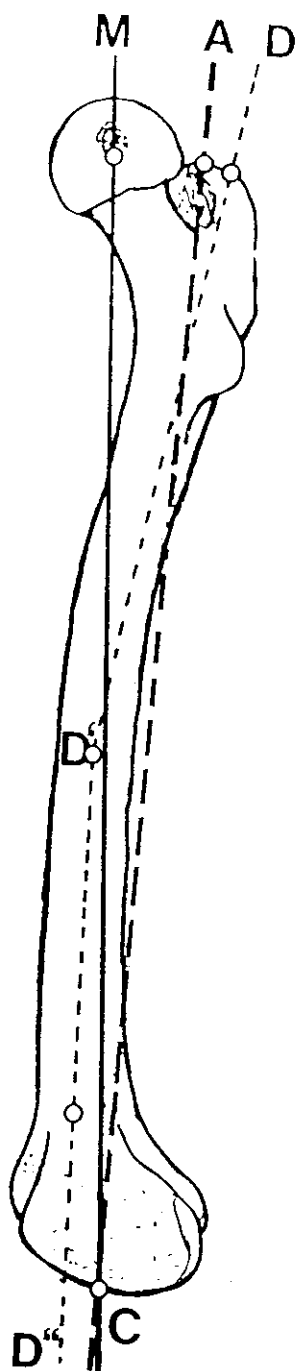


FIGURA 23.

Ejes del fémur en visión lateral interna. "A-C".-Eje anatómico. "D-D'-D''".-Eje diafisario. "M-C".-Eje mecánico.

Figura 24.

ANGULOS.

El fémur presenta como vemos unas incurvaciones de la diáfisis en sentido anteroposterior y lateral que permiten definir en él distintos ángulos tomando como referencia los ejes descritos o los planos que pueden definir esos ejes:

ANGULO DE INCLINACION.

Fick (1911) denomina ángulo de inclinación al formado por el eje de la diáfisis femoral y el eje del cuello. Lanz (1938) denomina ángulo cérvico diafisario al formado por el eje de la diáfisis y el eje del cuello. Orts Llorca (1952) define el ángulo de inclinación femoral o ángulo cérvico diafisario como el formado por el eje diafisario o anatómico y el eje cervical o cérvico cefálico. Figura 25.

Backman (1957) denomina ángulo cérvico diafisario al formado por el eje cérvico cefálico con el eje diafisario. Rydell (1966) al ángulo cérvico diafisario lo define como el formado entre el eje cervical y el eje de la diáfisis proximal. Advierte que este último ángulo definido por el eje de la diáfisis proximal es ligeramente menor, tanto más cuanto mayor es la anteversión femoral.

Parsons (1914) en al análisis de sus datos sobre el ángulo cérvico diafisario, encuentra que no existen dife-

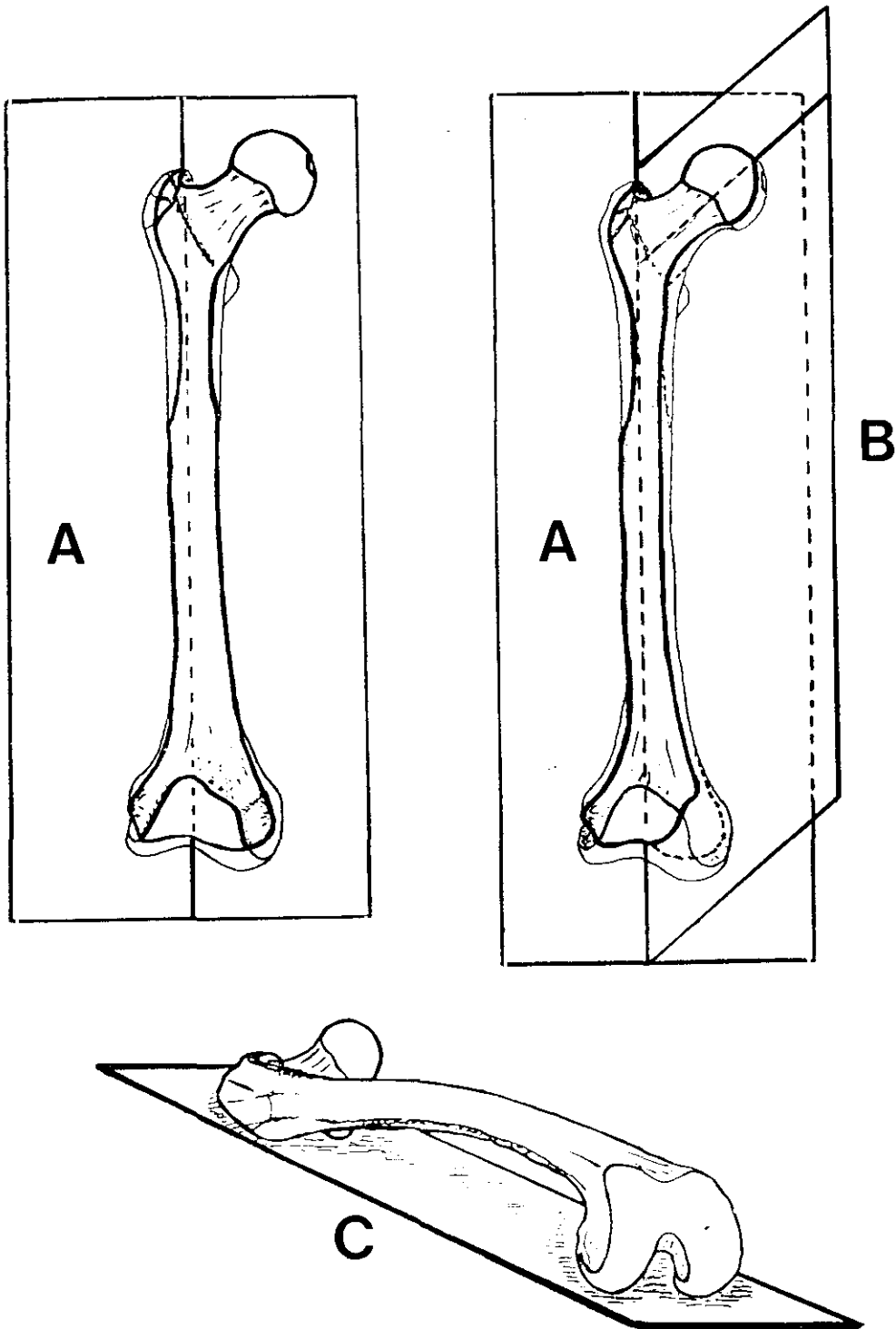


FIGURA 24.

Planos Femorales: A.-Plano bicondíleo diafisario. B.-Plano cervical diafisario. C.-Plano bicondíleo trocantéreo.

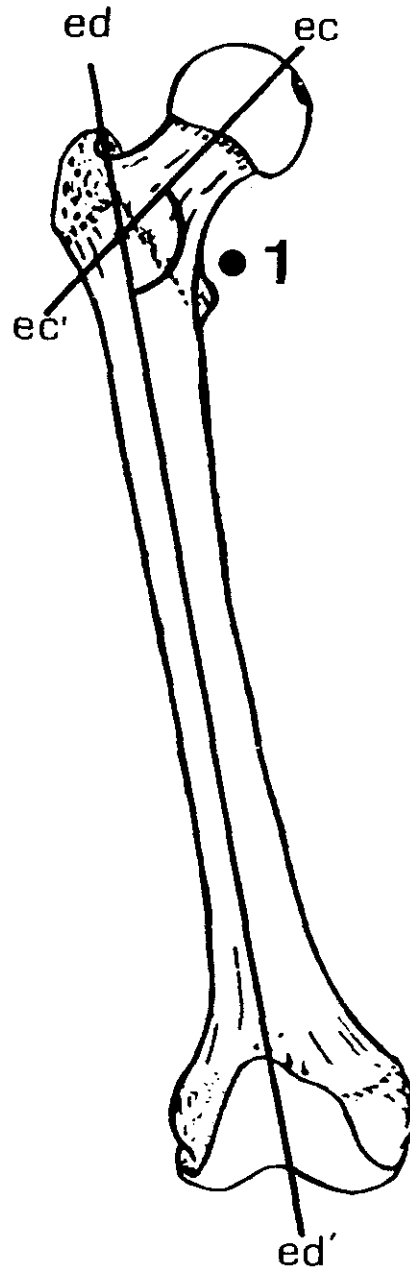


FIGURA 25.

Angulo de inclinación femoral o cervicodiafisario "1" entre el eje ideal diafisario, "ed-ed'", y el eje cervicefálico, "ec-ec'".

rencias sexuales.

Testut (1932) cita a Rodet y a Charpy que no encuentran diferencias ni sexuales, ni entre el adulto joven y el viejo, en contradicción con lo que afirman Lange y Pitzen (1921) que dicen que el ángulo de inclinación disminuye en el anciano. Orts Llorca señala que el ángulo cervicodiafisario presenta variaciones individuales bastante marcadas, siendo algo mayor en el sexo femenino que en el masculino y disminuyendo con el crecimiento.

Moulton (1982) estudia el ángulo de inclinación en 48 pares de fémures y no encuentra diferencias significativas entre los fémures izquierdos y derechos.

ANGULO DE ANTEVERSION FEMORAL.

Denominado también ángulo de declinación o de torsión femoral, este ángulo se puede medir entre los ejes cervicales y los ejes de los cóndilos descritos. Figura 26.

Soutter y Bradford (1903) precisan una definición del ángulo de anteversión: "if two planes are revolved through the axis of the shaft until one includes the line of the condyles the other the line of the neck, the torsion will be the difference in inclination of these two planes i.e. the dihedral angle of these planes". Como vemos, estos autores toman como referencia para medir el ángulo de anteversión o torsión femoral el plano definido por el eje

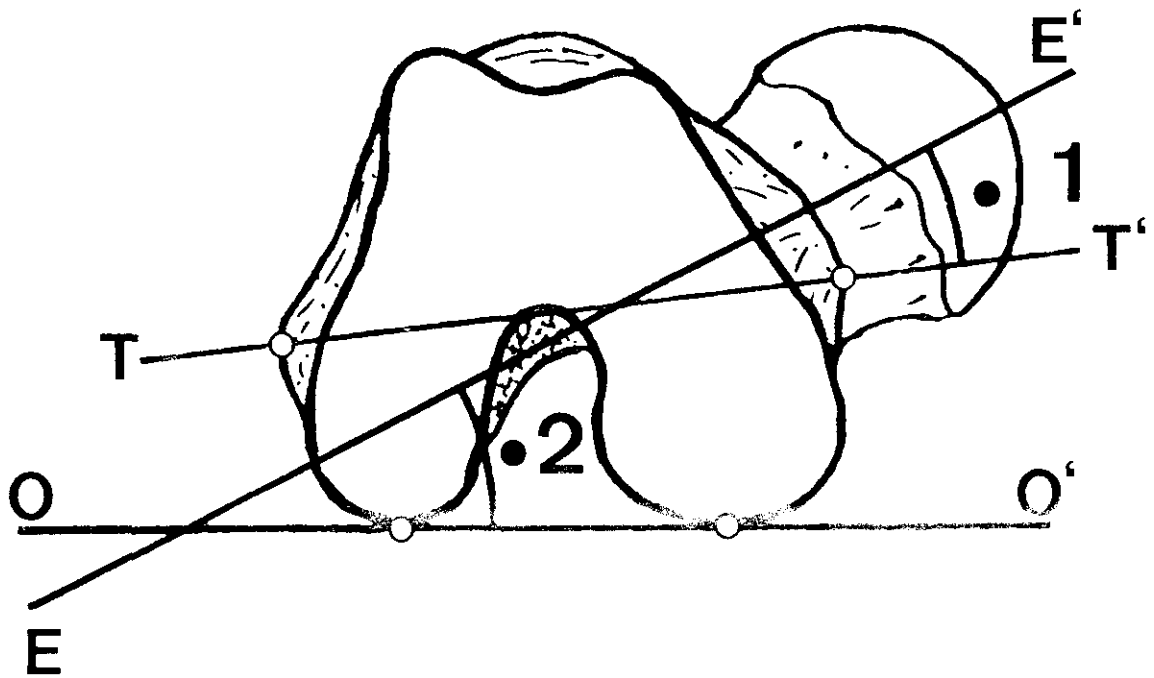


FIGURA 26.

Angulo de declinación o de anteversión femoral:

1.- Medido respecto del plano definido por el eje bituberositario, "T-T'", y el eje diafisario. 2.- Medido respecto del plano bicondíleo trocantéreo. "E-E'".- Eje cervical.

bituberositario de los cóndilos femorales y el eje diafisario, y el plano definido por éste último y el eje cérico cefálico.

Kingsley y Olmsted (1948) lo definen como el formado por el eje cervical con el plano definido por el apoyo de ambos cóndilos femorales y el trocánter mayor, plano bicondíleo trocantéreo.

Magilligan (1956) también define el ángulo de anteversión respecto del plano bicondíleo trocantéreo.

Gómez Oliveros (1960) lo define como el formado entre el eje cérico capital y el eje bicondíleo proyectado sobre un plano perpendicular al eje diafisario. Lo denomina ángulo de inclinación.

Pérez Casas (1978) lo denomina ángulo de declinación y le da un valor de 12 a $15^{\circ} \pm 4^{\circ}$.

Harty (1980) define el ángulo de declinación o anteversión como el formado por el eje cérico-cefálico y el plano horizontal definido por el eje bicondíleo y el eje diafisario.

Casteleiro (1988) denomina ángulo de anteversión anatómica al medido entre el eje bicondíleo y el eje cérico cefálico, proyectados sobre un plano perpendicular al eje diafisario, y ángulo de anteversión clínica al medido entre el eje cérico cefálico y el plano definido por los cóndilos y el trocánter mayor al apoyar el fémur sobre una

superficie horizontal.

Cuando se utiliza la denominación de ángulo de anteversión se designa como retroversión a los ángulos de valores negativos.

Existen pocos trabajos en los que se han encontrado relaciones entre la magnitud de este ángulo y otros parámetros. Weszycki (1957) encuentra que existe una correlación entre el grado de anteversión, la dirección del acetábulo y el ángulo cérico diafisario. Describe dos tipos de caderas:

coxa vara: acetábulo verticalizado, escasa anteversión

coxa valga: acetábulo horizontal y anteversión acentuada. Kapandji (1970) cita a Bellugue, que relaciona los ángulos de inclinación y de anteversión, describiendo un tipo longilíneo con valores máximos para ambos ángulos, inclinación 125° y declinación 25° que tendría una cabeza femoral de $2/3$ de esfera; y un tipo brevilíneo con valores mínimos, inclinación 115° y declinación 10° con cabeza femoral poco mayor de media esfera. Ikeda (1982) estudia la arquitectura del fémur proximal encontrando relación inversa entre la torsión del cólcar femoral y el ángulo de anteversión.

ANGULO CAPITO CERVICAL.

Pérez Casas (1978) lo define como el formado entre el

eje de la cabeza y el eje cervical. Casteleiro (1988) lo define como el ángulo que forma el eje del cuello con la mediatriz de la línea que une los bordes inferiores de la zona articular de la cabeza femoral y le da un valor de $8,6 \pm 0,91^\circ$. Figura 27.

ANGULO CEFALO DIAFISARIO.

Angulo de Plaziat, es el formado por el eje de la cabeza y el eje diafisario.

ANGULO DE ALSBERG.

Gómez Oliveros (1960) define el ángulo de Alsberg como el formado entre el eje anatómico diafisario y el plano subcapital de la cabeza femoral, da 40° como valor normal en el adulto.

Pérez Casas (1978) denomina ángulo de dirección de Hoffa-Alsberg al formado por el eje diafisario y el plano subcapital de la cabeza femoral, es de seno inferior y mide entre 40 a 47° . Para Casteleiro es el ángulo que forma la línea que une los extremos distales de la parte articular de la cabeza femoral con el eje de la diáfisis femoral, es de seno inferior, y le da un valor de $48,56 \pm 1,40$ en posición anatómica y $44,3 \pm 1,14$ con la anteversión corregida.

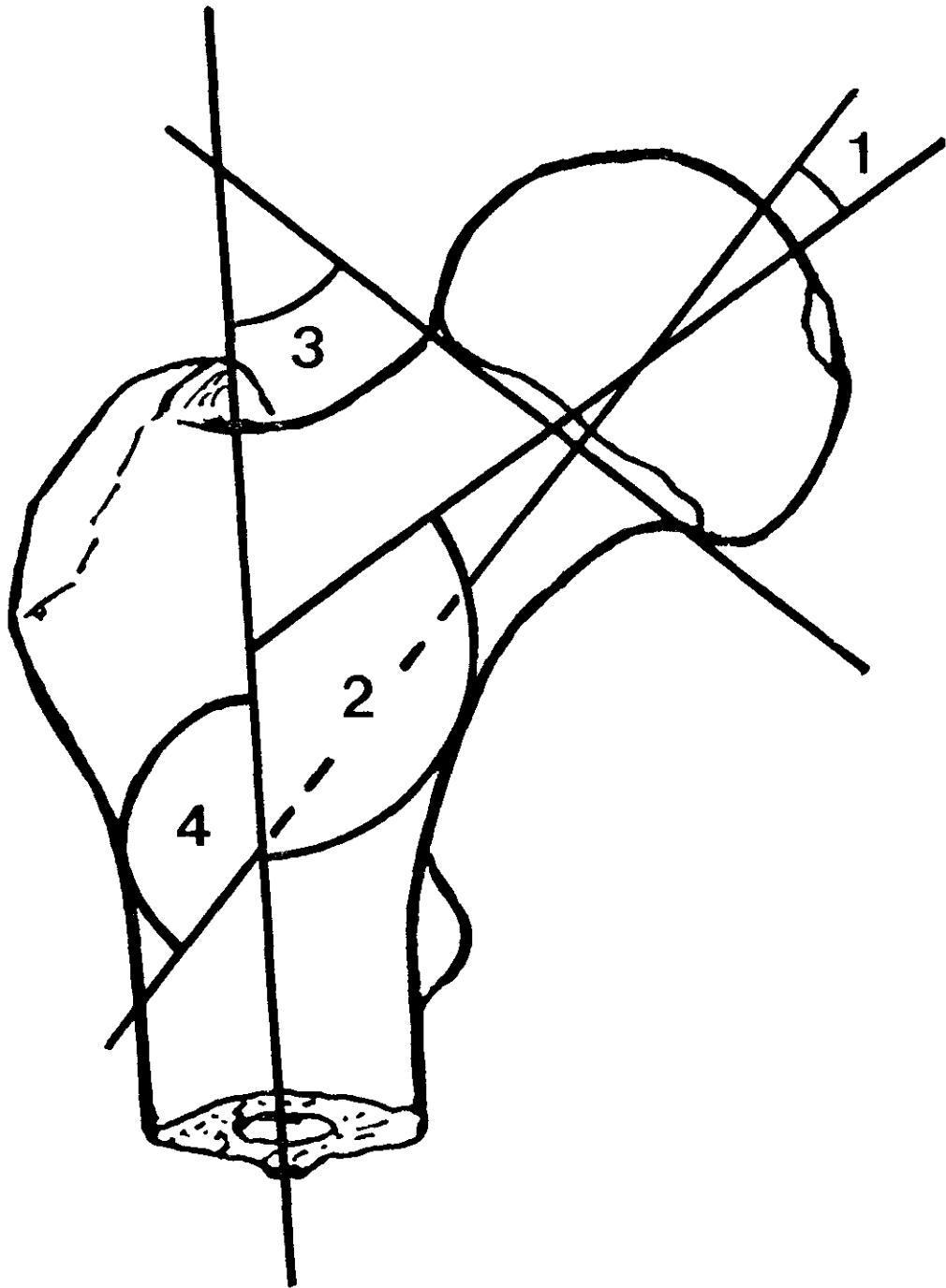


FIGURA 27.

1.- Angulo capito cervical. 2.- Angulo céfalo diafisario. 3.- Angulo de Alsberg.

ANGULO DIAFISO CONDILAR O DE OBLICUIDAD.

Pick (1914) denomina ángulo de oblicuidad al formado por el eje diafisario y la normal a la tangente distal a los cóndilos femorales.

Gómez Oliveros (1960) define el ángulo diafisario condilar como el formado por el eje anatómico diafisario y la perpendicular a la tangente distal a los cóndilos femorales.

Esteban Mújica (1981) define el ángulo diáfiso condilar como el formado por el eje diafisario y la tangente distal a los cóndilos femorales, alcanzando un valor de 9 grados en el adulto, citando a Olivier 1965; este ángulo tienen un valor de 15 grados en el período embrionario por falta del desarrollo del cóndilo externo y alcanza 10 a 11 grados en el recién nacido.

Langlais (1989) encuentra relación entre longitud del cuello femoral y ángulo "tangente a los cóndilos - eje diafisario" a longitudes anatómicas iguales. Da valores de 95° para el hombre, y 97-98° para la mujer; es de seno interno medido sobre la horizontal.

ANGULO ENTRE EL EJE MECANICO Y EL EJE DIAFISARIO.

Para Testut el eje mecánico este eje forma un ángulo de 8 ó 9 grados con el eje de la diáfisis. Figura 28. Afirma que la oblicuidad del fémur es siempre más acentuada

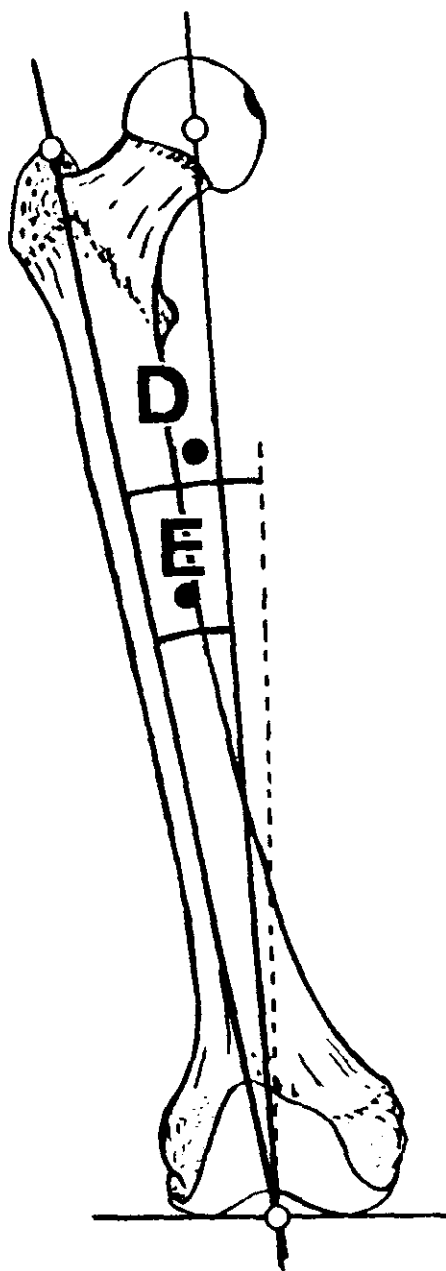


FIGURA 28.

A.- Angulo diafiso condilar o de oblicuidad. B.- Angulo del eje anatómico con el eje mecánico.

en la mujer que en el hombre debido a que su pelvis es más ancha. Parsons (1914) encuentra que el ángulo de oblicuidad de la diáfisis no tiene relación con la longitud del cuello ni de la diáfisis.

Gómez Oliveros y Esteban Mújica dicen que el eje mecánico forma con el eje anatómico un ángulo de 4 a 9 grados, mayor en la mujer por la mayor anchura de la pelvis, guarda así mismo relación directa con la anchura de la pelvis e inversa con la longitud de la diáfisis femoral.

Reverte (1981) lo llama ángulo de divergencia, y comenta que tiene relación con el sexo, el ángulo de inclinación del cuello y la anchura de la pelvis.

Casteleiro lo denomina ángulo de divergencia y lo mide entre el eje mecánico y el eje anatómico del fémur, dándole un valor de $7,1 \pm 0,13$ grados.

Healey (1988) en una revisión de los resultados de la osteotomía correctora del genu valgo de distintas etiologías considera como normal el ángulo entre el eje mecánico del fémur y el anatómico de 6° .

ANGULO FEMOROTIBIAL.

Esteban Mújica (1981) dice que el ángulo diafisario fémoro tibial es el formado por los ejes diafisarios de ambos huesos en visión anteroposterior, y es de 170 a 177 grados.

Para Langlais (1989) el eje mecánico del fémur presenta respecto del eje anatómico de la tibia (Centro de la rodilla - centro de la mortaja tibio peroneo astragalina) una desviación hacia afuera de 2°.

INDICES.

INDICE MERICO.

Manouvrier (1898) describió en el Congreso Internacional de Antropología Prehistórica de París la platimería, modificación morfológica que encontró en fémures prehistóricos consistente en un aplastamiento ántero posterior del fémur entre los trocánteres y la bifurcación de la línea áspera. Midiendo el diámetro anteroposterior y transversal bajo el trocánter menor la relación de estos diámetros da lugar al índice de Platimería o índice mérico.

$\text{Diámetro ántero posterior} \times 100 / \text{Diámetro transversal} = \text{índice mérico}.$

Para Reverte, según el resultado de este cociente, podemos encontrar fémures con:

HIPERPLATIMERIA	X	-	75
PLATIMERIA	75	-	84.9
EURIMERIA	85	-	99.9
ESTENOMERIA	100	-	X

INDICE PILASTRICO.

Broca (1896) describió el índice pilástrico como la relación entre el diámetro ántero posterior y el transversal diafisarios, medidos en el tercio medio del fémur.

$$\text{Indice Pilástrico} = \frac{\text{Diámetro anteroposterior} \times 100}{\text{Diámetro lateral}}$$

Para Reverte permite clasificar los fémures con índice pilástrico:

Nulo	X	-	100
Débil	100	-	109.9
Mediano	110	-	119.9
Fuerte	120	-	X

INDICE DE ROBUSTEZ.

Reverte (1981) lo define como el cociente entre el perímetro del tercio medio diafisario y la longitud anatómica multiplicado por 100.

El perímetro se mide mediante cinta métrica en el tercio medio diafisario del hueso.

3-2-1-2 ESTRUCTURA ARQUITECTONICA DE LA EXTREMIDAD PROXIMAL DEL FEMUR

Ya Galileo (1638) mencionaba la función de soporte del esqueleto. La arquitectura interna de la extremidad proximal del fémur y su relación con los esfuerzos a que está sometido ha sido estudiada por numerosos autores: Ward (1838) la compara con el soporte de un farol, Wyman (1850), establece que la estructura ósea se adapta y orienta para soportar el peso en posición erecta, formando como postes y travesaños, y que esa estructura es más clara en los adultos y en la edad mediana de la vida. Haughton (1864), Meyer (1867), Wolff (1870-1900), Bigelow (1875), estudian la estructura trabecular y su relación con las cargas que debe soportar, Roux en 1885 estima que las trabéculas óseas solo pueden crecer y desarrollarse cuando el hueso soporta una compresión continua, si están en el mismo sentido de los esfuerzos de compresión, siendo las más numerosas y desarrolladas; o perpendiculares a dicha fuerza, consiguiendo

entonces menor volumen y número. Para Fick (1911) las trabéculas siguen una trayectoria que es la media de las fuerzas mas frecuentes en que se soportan los esfuerzos de la carga, y que se sitúan en planos paralelos a la palanca a través que la compresión se ejerce, situando la fibra media del cuello femoral en un plano frontal que divide al cuello en dos mitades anterior y posterior. Y más recientemente por Pauwels (1948-1958), con la aplicación terapéutica de sus cálculos sobre la fuerza resultante "R", relaciona la disposición trabecular con el ángulo cérvico diafisario.

Rydell (1966) identifica en secciones transversales del cuello femoral una estructura trabecular dispuesta como un viga en "T", en la que la parte superior soportaría el esfuerzo de tracción y la inferior el compresivo. Ultimamente, en 1980, Holm ha comprobado que las líneas de fuerza coinciden con la disposición trabecular.

En el tercio proximal distinguimos una zona de estructura diafisaria, que está formada por tejido compacto cortical, con un recubrimiento interno de tejido esponjoso de escaso espesor, y con las trabéculas orientadas principalmente en sentido longitudinal.

Más proximalmente examinando un corte frontal, o mejor, que pase por el eje del cuello del fémur y el eje del tercio proximal diafisario, observamos cómo las corticales interna y externa diafisarias se presentan de forma muy

distinta:

La cortical externa, menos espesa, se adelgaza rápidamente incurvándose hacia arriba y afuera, para formar la fina capa cortical trocantérea. La cortical interna, más gruesa, se adelgaza poco a poco e incurva fuertemente hacia adentro para formar la cortical inferior del cuello, pero manteniendo un espesor apreciable hasta la misma base de la cabeza femoral. Rodet (1844) denomina arbotante inferior del cuello a la cortical inferior o arco de Adams.

De la cortical diafisaria interna nacen sistemas de trabéculas óseas claramente orientadas. Un sistema inferior que nace desde el punto en que la cortical inicia su incurvación hacia arriba, que se dirige hacia arriba y afuera, alcanzando el trocánter mayor y la cortical externa, es el fascículo o haz trocantéreo.

Un sistema superior, que nace de la zona cortical progresivamente incurvada y adelgazada, y se dirige hacia la parte superior de la cabeza del fémur, se trata del haz cefálico, que por tanto, tiene una orientación opuesta al anterior, es decir, se dirige hacia arriba y adentro. Entre ambos sistemas no existe una solución de continuidad, sino que las trabéculas van cambiando progresivamente su dirección, pasando de la parte más inferior, dirigida hacia arriba y afuera, a la más superior orientada hacia arriba y adentro, con un cambio de dirección próximo a los 90 gra-

dos, si bien, en la zona en que las trabéculas adquieren una dirección vertical, éstas son más escasas y menos resistentes y sólo bien visibles en huesos de sujetos jóvenes. Figura 29.

Las trabéculas que nacen de la cortical diafisaria externa presentan una disposición similar, pero su trayecto, al alcanzar en el lado opuesto al cuello femoral, es mucho más largo. Así, las que nacen de la parte más inferior se dirigen hacia arriba y adentro, entrecruzándose con las del haz trocantéreo descrito, acabando en la cortical opuesta, pero las más superiores transcurren por todo el cuello femoral formando el fascículo arciforme de Gallois y Bosquette (1908) cruzándose con los haces trocantérico y cefálico, primero, perpendicularmente, y posteriormente con un ángulo de 45 grados. En 1968 Lamare mide el ángulo que forma el haz trabecular principal respecto de la diáfisis, encontrando en 50 casos (68%), valores entre 156° y 165° , siendo los valores extremos medidos de 140° y 165° . Para Inman (1947). El haz trabecular forma un ángulo con la vertical del $169^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$.

El ángulo entre el haz trabecular y el eje del cuello es de $21,1$ grados $\pm 2,3$ grados.

Las trabéculas que emergen de la cortical externa mas arriba, cuando ésta está ya muy adelgazada, se van verticalizando, para acabar en el trocánter mayor, existiendo



FIGURA 29

Estructura trabecular de la extremidad proximal del fémur.

algunas, las más superiores, en las que incluso se puede reconocer un trayecto superoexterno.

Actualmente, la cortical inferior del cuello, arco de Adams, se denomina por muchos erróneamente cóncar femoral, pero Merkel (1874) describió "der Schemkelsporn", esta condensación ósea, prácticamente una "cortical" situada en el interior del macizo trocantéreo, se continua con las corticales del cuello saltando hasta la diáfisis. Rodet al cóncar femoris lo denomina lámina pretrocantínea.

Para Garden (1961) la verdadera significación del cóncar femoral es la continuación de la diáfisis oculta por las excrecencias apofisarias de inserción que suponen los trocánteres mayor y menor. Figura 30.

La importancia y desarrollo de los haces trabeculares guarda relación con el ángulo cérvico diafisario, Tobin (1955) analiza la estructura normal y los cambios que se aprecian cuando el cuello se inclina en coxa vara o valga. Muestra la compresión que ejerce la acción muscular sobre el trocánter mayor y el cuello.

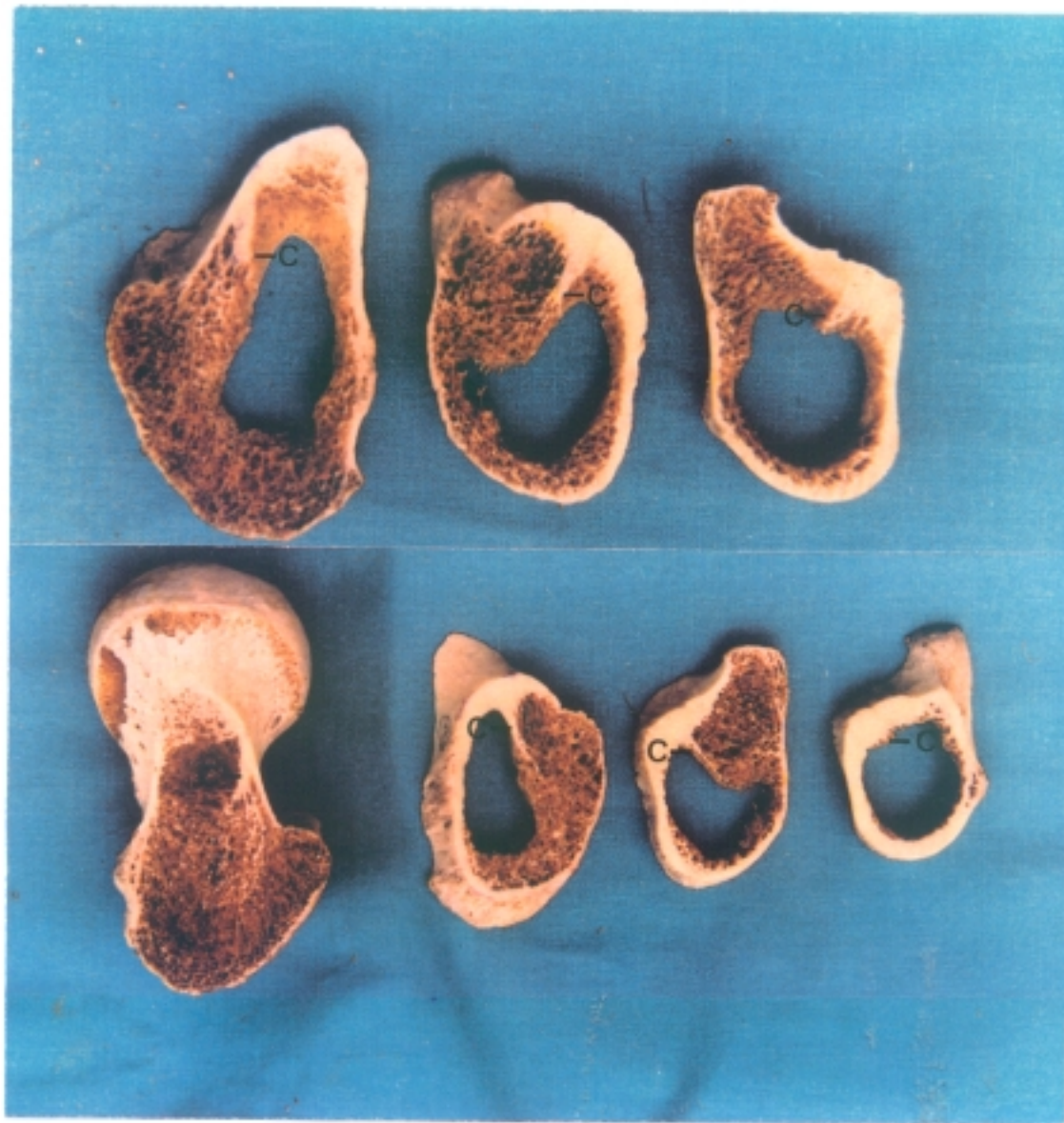


FIGURA 30.

El calcar femoral. Cortes transversales de la extremidad superior del fémur en los que se puede apreciar la disposición del calcar femoral. En visión craneal y caudal.

3-2-2 HUESO COXAL

El cinturón pelviano está formado por los dos huesos coxales, unidos por delante por la sínfisis pubiana y separados por detrás el uno del otro por el hueso sacro, con el cual se articulan.

El hueso coxal está primitivamente formado por tres piezas distintas, el ilion, el pubis, y el isquion. Estas tres piezas se unen en el centro, formando la cavidad cotiloidea o acetabulum, que se encuentra en la cara externa del hueso y está destinada a recibir la cabeza del fémur.

Ilion, isquion y pubis son huesos distintos, con centros diferentes de osificación, que formarán una sola y única pieza esquelética.

Considerado desde el punto de vista de su configuración exterior, el hueso coxal es un hueso plano, de contorno irregularmente cuadrilátero, profundamente escotado y en consecuencia estrechado en su parte media.

Orts Llorca (1952) lo compara con una hélice por estar

las partes superior e inferior al estrechamiento situadas en distinto plano. Describiremos: dos caras: externa e interna; cuatro bordes: superior, inferior, anterior y posterior y cuatro ángulos: ántero superior, ántero inferior, pósteros superior y pósteros inferior.

CARA EXTERNA.

En la cara externa, llamada exopelviana, consideraremos tres partes: una, superior, llamada fosa ilíaca externa, correspondiente al ilion, os ilium; una parte media, donde se labra la cavidad cotiloidea, y otra, inferior, con un ancho orificio, conocido con el nombre de agujero obturador o isquiopubiano, correspondiente a los huesos isquion, os ischii, y pubis, os pubis. Figura 31.

La cavidad cotiloidea, orientada hacia abajo, adelante y afuera, destinada a recibir la cabeza del fémur, presenta la forma de un esferoide hueco, limitado en la cara externa del hueso por un reborde circular, más o menos cortante, que lleva el nombre de ceja cotiloidea.

La ceja cotiloidea, formada por el ilion, el pubis y el isquion, está atravesada por las tres líneas de soldadura que forman entre sí estas tres piezas óseas.

Los tres puntos de soldadura están marcados por depresiones en forma de escotaduras y situadas: por delante, la escotadura iliopubiana; por detrás, la escotadura iliois-



FIGURA 31

Hueso coxal cara externa.

Lectura en la página siguiente.

Lectura de la figura 47.

1.-Ilion. 2.-Isquion. 3.-Pubis. 4.-Fosa ilíaca externa. 5.-Agujero obturador o ísquio pubiano. 6.-Rama horizontal del pubis. 7.-Rama descendente del pubis. 8.-Rama ascendente del isquion. 9.-Cuerpo del isquion. 10.-La cavidad cotiloidea o acetábulo. 11.-Ceja cotiloidea. 12.-Facies lunata. 13.-Trasfondo de la cavidad cotiloidea. 14.-Espina ilíaca anterior superior. 15.-Espina ilíaca anterior inferior. 16.-Cresta ilíaca. 17.-Tubérculo de la cresta ilíaca. 18.-Espina ilíaca posterior superior. 19.-Espina ilíaca posterior inferior. 20.-Escotadura ciática mayor. 21. Espina ciática. 22.-Agujero obturador. 23.-Canal subpubiano. 24.-Escotadura del acetábulo.

quiática y por debajo, la escotadura isquiopubiana.

Las dos primeras son a menudo poco marcadas, pero la isquiopubiana es ancha y profunda y en estado fresco queda convertida en agujero por el ligamento transverso del acetábulo y da paso al ligamento redondo.

En la superficie interior de la cavidad se observan dos áreas distintas: una, lisa y articular, la facies lunata; y otra, rugosa, no recubierta de cartílago, el fondo de la cavidad cotiloidea, o fosa acetabular, de forma cuadrangular, su borde inferior, corresponde y se continúa con la escotadura isquiopubiana.

La porción articular la rodea como una media luna, cuyas dos extremidades o astas terminan en la escotadura isquiopubiana. El asta anterior termina en la parte más elevada de la escotadura isquiopubiana insensiblemente; el asta posterior, por el contrario, por el lado de esta escotadura, termina en una fuerte eminencia debajo de la cual existe un verdadero canal, el canal subcotiloideo. Figura 32.

FOSA ILIACA EXTERNA.

Por encima de la cavidad cotiloidea se extiende la extensa ala ilíaca, que pertenece por completo al ilion, orientada hacia atrás y afuera, sólo se hunde en verdadera fosa en su porción media y posterior. Recorren esta fosa

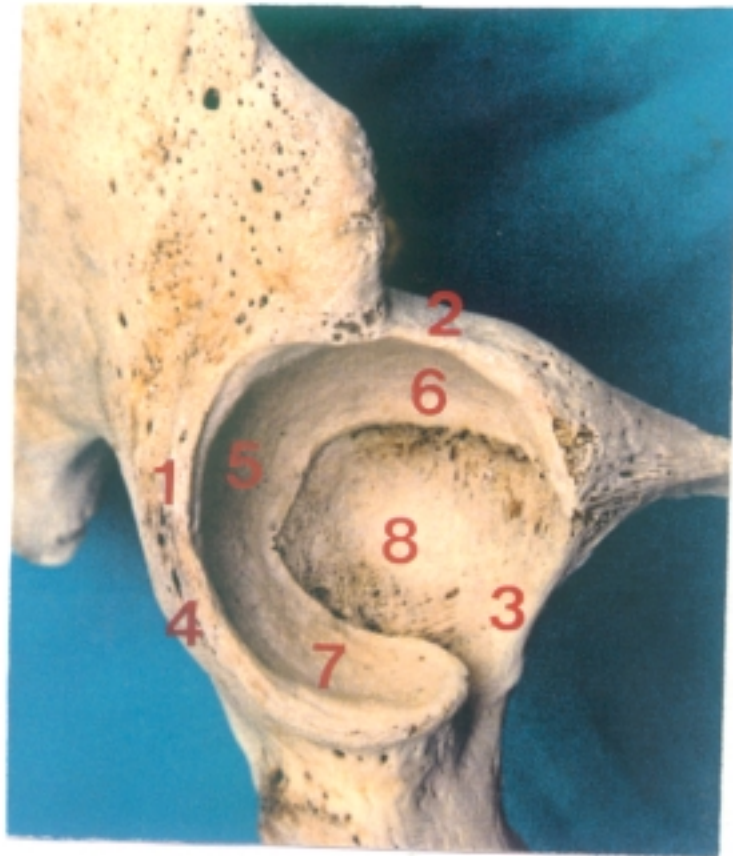


FIGURA 32.

Cavidad acetabular o cotiloidea.

- 1.-Ceja cotiloidea. 2.-Escotadura iliopubiana. 3.-
Escotadura isquiopubiana. 4.-Escotadura ilioisquiática.
5.-Facies lunata. 6.-Su asta anterior. 7.-Su asta poste-
rior. 8.-Trasfondo de la cavidad cotiloidea.

ilíaca externa dos líneas rugosas llamadas líneas semicirculares, muy variables, la primera de ellas, que está por delante, recibe el nombre de línea semicircular anterior; empieza a nivel de la escotadura ciática mayor, y desde este punto se dirige hacia arriba y adelante para ir a terminar en el ángulo anterosuperior del hueso; la segunda, situada más atrás, se llama línea semicircular posterior y comienza también en la escotadura ciática mayor a uno o dos centímetros por detrás de la precedente, sigue un trayecto casi vertical y termina en el borde superior del hueso.

Estas dos líneas semicirculares dividen la fosa ilíaca externa en tres zonas distintas:

Una posterior, poco extensa donde se origina parte del m. glúteo mayor.

Una media, que presta origen al m. glúteo medio.

Y una anterior, la más extensa correspondiente al m. glúteo menor.

En la parte media de la fosa ilíaca externa, a nivel o un poco por delante de la línea semicircular anterior, se encuentra el agujero nutricio principal del hueso.

La fosa ilíaca externa, por delante, está separada de la ceja cotiloidea por una depresión rugosa y más o menos excavada en forma de canal que presenta numerosos orificios vasculares, canal supracotiloideo, y corresponde a la inserción del tendón reflejo del músculo recto anterior del

muslo.

AGUJERO OBTURADOR O ISQUIOPUBIANO.

La parte de la cara externa situada por debajo del acetábulo está formada por el pubis por delante y el isquion por detrás, mira hacia afuera adelante y abajo, en ella llama la atención una gran solución de continuidad: el agujero obturador que, por arriba está en relación con la gran escotadura isquiopubiana de la cavidad cotiloidea; su perímetro está formado, procediendo de arriba abajo, por el cuerpo del pubis, que forma la parte ántero interna del acetábulo, por su rama horizontal, por su rama descendente, por la rama ascendente del isquion, por la rama descendente del mismo, gruesa y rugosa, que presenta una destacada tuberosidad: la tuberosidad isquiática, y separada del cuerpo por un surco, cuello del isquion o surco subcotiloideo, y finalmente por el cuerpo de dicho hueso isquion, que forma la parte pósterio inferior de la cavidad cotiloidea. Figura 33.

El agujero obturador es ovalado en el hombre, e irregularmente triangular en la mujer.

El contorno del agujero obturador presenta dos bordes o más bien dos semicircunferencias, una interna y otra externa que se encuentran en la parte inferior del agujero y allí se continúan recíprocamente. En la parte superior del

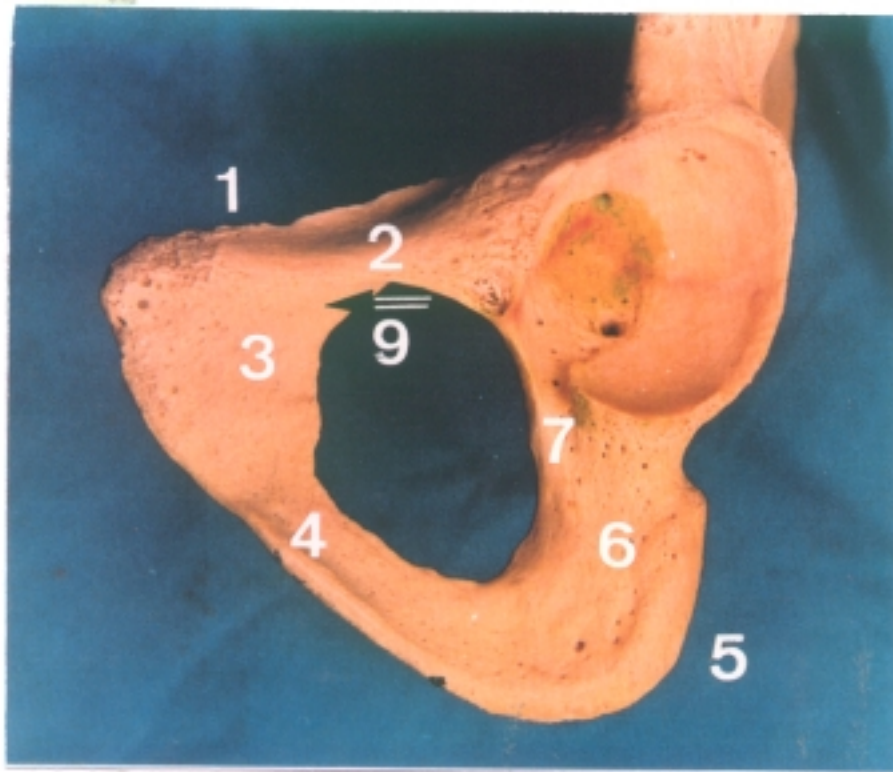


FIGURA 33

Visión externa del agujero obturador. 1.-Pubis. 2.-Su rama horizontal. 3.-Superficie triangular del mismo. 4.-Su rama descendente. 5.-Isquion. 6.-Su rama descendente con la tuberosidad isquiática. 7.-Surco subcotiloideo. 8.-Rama ascendente del isquion. 9.-Canal subpubiano.

agujero se separan una de otra, dirigiéndose la interna hacia atrás y la externa hacia delante, dejando entre las mismas un canal, dirigido oblicuamente de arriba abajo, de fuera adentro, y de atrás adelante: es el canal obturador o subpubiano, ocupado en estado fresco por el nervio y los vasos obturadores.

Por debajo de la escotadura isquiopubiana de la cavidad cotiloidea, se ve un pequeño tubérculo más o menos saliente llamado tubérculo cotiloideo o isquiopubiano externo. Por delante, y en la semicircunferencia interna, se halla situada otra eminencia que ha recibido el nombre de tubérculo isquiopubiano interno. Estos dos tubérculos prestan inserción a manojos fibrosos de la membrana obturatriz, membrana que en el sujeto revestido de sus partes blandas cierra más o menos completamente el agujero isquiopubiano junto con los músculos obturadores, respetando el canal subpubiano.

CARA INTERNA.

En esta cara interna, Figura 34, se distingue ante todo una línea oblicua dirigida de arriba abajo y de atrás a delante: es la línea innominada, iliopectínea o arqueada; redondeada y obtusa en la parte media, pero en general prominente en sus dos extremidades, sobre todo en la anterior, donde forma una arista aguda llamada cresta pectínea. Di-

vide la fosa ilíaca interna en dos partes, superior e inferior, de las que una pertenece a la pelvis mayor y la otra a la pelvis menor. La línea innominada constituye la mayor parte del contorno del estrecho superior de la pelvis.

Por encima y afuera de la línea innominada se encuentra la fosa ilíaca interna, de forma triangular, lisa y uniforme en toda su extensión, mira hacia arriba, delante y adentro; es ligeramente cóncava. Está ocupada por el músculo ilíaco, al que presta origen.

En su parte posterior, a una altura muy variable, se ve uno de los agujeros nutricios del hueso; el borde anterior presenta un amplio surco entre la espina ilíaca anterior inferior y la eminencia iliopectínea, por el que pasa el músculo psoasilíaco.

Por abajo y detrás de la línea innominada encontramos sucesivamente, de arriba abajo:

Una superficie rugosa e irregularmente cuadrilátera, destinada a la implantación de los robustos ligamentos sacroilíacos posteriores, la tuberosidad ilíaca, cuya porción de más relieve, situada aproximadamente en su centro, recibe la denominación de pirámide de Farabeuf.

La superficie articular para el sacro, Figura 34, en forma de oreja, denominada carilla auricular del coxal, en su parte inferior esta carilla articular presenta un tubér-



FIGURA 34

Cara interna del coxal

Lectura en la página siguiente

Lectura de la Figura 34

Cara interna del coxal. 1.-Fosa ilíaca interna. 2.-Espina ilíaca anterior superior. 3.-Espina ilíaca anterior inferior. 4.-Línea innominada. 5.-Canal subpubiano. 6.-Rama superior del pubis. 7.-Tubérculo pubiano. 7.-Cresta pubiana. 8.-Agujero obturador. 9.-Rama isquiopubiana. 10.-Tuberosidad isquiática. 11.-Escotadura ciática menor. 12.-Espina ciática. 13.-Cuerpo del isquion. 14.-Escotadura ciática mayor. 15.-Superficie auricular. 16.-Espina ilíaca posterior inferior. 17.-Espina ilíaca posterior superior. 18.-Tuberosidad ilíaca. 19.-Cresta ilíaca. 20.-Superficie cuadrilátera.

culo saliente que encaja en una escotadura situada en el mismo borde de la carilla auricular del sacro y sirve de punto de eje de los movimientos de nutación que realiza este último segmento de la pelvis en el acto del parto. Para Pérez Casas (1972) el eje del movimiento correspondería al ligamento sacroilíaco posterior.

Por debajo y adelante, encontramos la superficie cuadrilátera situada detrás de la cavidad cotiloidea que presta inserción en su parte superior al músculo obturador interno, orientada hacia dentro y ligeramente hacia arriba. Su ángulo ántero superior se inicia en la depresión del canal subpubiano.

Debajo de ella, y alcanzando el ángulo inferior del hueso, hay otra superficie, menos extensa, que mira hacia dentro y un poco hacia abajo; las dos superficies, al unirse entre sí, forman una ligera escarpa que, corresponde a la formación que los tocólogos llaman estrecho medio de la pelvis.

Por delante y debajo de las dos superficies anteriormente citadas está el agujero obturador y los diferentes elementos óseos que forman su contorno.

BORDES.

El borde anterior del hueso coxal, se dirige primero hacia abajo y después hacia adelante y adentro, formando un

ángulo obtuso muy abierto hacia arriba, que mide aproximadamente 140°.

Examinando de arriba abajo encontramos:

Una eminencia mamelonada, la espina ilíaca anterior y superior, que presta inserción al arco femoral y a los músculos sartorio, tensor de la fascia lata y oblicuo menor del abdomen.

Una escotadura, la escotadura semilunar de Henle, Gómez Oliveros (1960), a través de la cual sale el nervio femorocutáneo.

Una segunda eminencia mamelonada, la espina ilíaca anterior e inferior, en la cual se inserta el tendón del músculo recto anterior y el ligamento de Bertin. El cambio de dirección de este borde forma una nueva escotadura o canal, por la se desliza el músculo psoas ilíaco, a partir de la misma comienza la parte pubiana de este borde, en la que una ancha eminencia, redondeada y obtusa, la eminencia iliopectínea, presta inserción a la cintilla del mismo nombre, y se continúa con una superficie triangular y lisa, en la que se origina el músculo pectíneo y por eso se denomina superficie pectínea, por delante de la cual pasan los vasos femorales; esta superficie, ligeramente cóncava de arriba abajo, está limitada por atrás por una cresta casi cortante, la cresta pectínea, continuación de la cresta innominada; en esta cresta, cerca de su extremidad externa, puede

verse un tubérculo que presta inserción al músculo psoas menor. Continuando hacia adentro aparece otro tubérculo redondeado, llamado espina del pubis, que ocupa exactamente el vértice del triángulo pectíneo y da inserción al arco femoral.

Por dentro de la espina del pubis, se observa una pequeña superficie rugosa, en la cual vienen a insertarse los músculos piramidal y recto mayor del abdomen, que acaba en el ángulo anterior del hueso coxal o ángulo del pubis.

El borde posterior del hueso coxal, mira hacia atrás y pertenece al ilion y al isquion, recorriéndolo en sentido craneocaudal se distinguen sucesivamente:

Una primera eminencia redondeada y obtusa, la espina ilíaca posterior superior, destinada a inserciones ligamentosas: ligamentos sacroilíaco posterior y sacrociático; y musculares: músculos glúteo mayor e iliocostal.

La pequeña escotadura interespínosa, que queda limitada por abajo por una segunda eminencia, la espina ilíaca posterior e inferior, en la cual se inserta el ligamento sacroespinoso de Bichat, no es raro encontrar en medio de esta escotadura una prolongación angulosa que es la espina ilíaca posterior intermedia. Gómez Oliveros (1960).

La sigue una escotadura extensa y profunda, la escotadura ciática mayor, de contorno parabólico, atravesada en estado fresco por toda una serie de órganos (músculo pira-

midal, vasos y nervios glúteos superiores, nervios ciático mayor y menor, vasos isquiáticos, vasos y nervio pudendos internos), que salen de la pelvis para esparcirse en seguida, por el muslo, el periné y la región glútea.

En la parte pósterio superior de la gran escotadura, por detrás y por fuera del surco preauricular, se puede ver en muchos casos el tubérculo de Morestin, o piramidal de Lazorthes y Lhez, en el que se insertan el músculo piramidal y el ligamento sacrociático mayor, la escotadura termina por abajo en:

Una fuerte eminencia triangular, aplanada transversalmente, la espina ciática, que presta inserción: por su vértice al ligamento sacrociático menor; por su cara externa al músculo gémio superior y por su cara interna a los manojos más posteriores del elevador del ano.

Por debajo de la espina ciática hay otra escotadura, más pequeña que la precedente, la escotadura ciática menor, por la cual pasan el músculo obturador interno y los vasos y el nervio pudendos internos.

Por debajo de esta escotadura se encuentra una eminencia voluminosa: la gran tuberosidad isquiática, que forma el ángulo inferior del hueso, y presta inserciones al ligamento sacrociático mayor y los músculos semitendinoso, semimembranoso, biceps -en su porción larga- gémio inferior y aductor mayor.

El borde superior del hueso coxal, llamado también cresta ilíaca, se tuerce en "S" itálica, presentando dos curvas de dirección opuesta: cóncava hacia fuera en su mitad posterior, y cóncava hacia dentro en su mitad anterior.

Su tercio anterior y su tercio posterior son muy gruesos, siendo su tercio medio relativamente delgado.

El borde superior presenta generalmente su máximo de espesor a 5 ó 6 cm por detrás de la espina ilíaca anterosuperior, donde comienza, de ordinario existe en este punto una eminencia muy variable según los sujetos, que se proyecta por fuera hacia la fosa ilíaca externa, la cual, por razón de su destino, se llama tubérculo del glúteo medio. En la cresta ilíaca podemos considerar un labio externo, un labio interno y un intersticio, los músculos oblicuo mayor, glúteo mayor, dorsal ancho y la cintilla de Maissiat se insertan en el labio externo de la cresta: el músculo oblicuo menor y la aponeurosis posterior del músculo transversal en el intersticio, y los músculos del abdomen, y cuadrado de los lomos, y la masa sacrolumbar de los músculos espinales y el ligamento iliolumbar en el labio interno.

El borde inferior, que va del ángulo del pubis, lámina angular, Gómez Oliveros, a la tuberosidad isquiática, está formado por la rama ascendente del isquion y la rama des-

cendente del pubis. Se inclina primero hacia abajo y atrás, luego, cambiando bruscamente de dirección, se dirige hacia afuera, separándose cada vez más de la línea media. Su primera porción presenta una carilla oval, la carilla pubiana, cuyo eje mayor es paralelo al borde mismo y se articula con una carilla análoga del hueso coxal del lado opuesto, para constituir la sínfisis del pubis. Por debajo de esta carilla articular, en su segunda porción o porción inferior, el borde inferior es rugoso y presta inserción a la aponeurosis perineal media, a los cuerpos cavernosos del pene, y a los músculos del muslo: recto interno y aductores mayor y mediano.

ANGULOS.

Los cuatro ángulos del hueso coxal se distinguen en anterosuperior, anteroinferior, posterosuperior y posteroinferior:

El ángulo anterosuperior está constituido por la espina ilíaca anterior y superior, y es fácilmente palpable en el sujeto vivo.

El ángulo posterosuperior lo forma la espina ilíaca posterior y superior, así mismo palpable en el sujeto vivo, con más dificultad que el anterior.

El ángulo anteroinferior o interno está formado por el ángulo del pubis, también palpable.

El ángulo posteroinferior o inferior está formado por la tuberosidad isquiática que representa la parte más gruesa del hueso coxal; sobre ella descansa el cuerpo cuando se halla sentado. De su parte interna nacen los músculos isquiocavernosos y transversos del perineo. En su parte externa se inserta el músculo aductor mayor del muslo. Su parte posterior convexa, muy ancha y muy desigual, presta inserción a los músculos gémimo inferior, cuadrado crural, semitendinoso, semimembranoso y porción larga del biceps.

3-2-2-1 ESTRUCTURA DEL HUESO COXAL

El hueso coxal, considerado en su conjunto, está constituido a la manera de un hueso plano, por tejido esponjoso encerrado entre dos láminas de tejido compacto. Su papel en la sedestación y en la bipedestación reclama una arquitectura adaptada a esta doble función; como en todas las demás piezas esqueléticas, se comprueba aquí una disposición particular de las trabéculas óseas, que corresponden a las presiones que el hueso soporta y transmite. Su estructura sólo se comprende teniendo en cuenta que es una parte de la unidad arquitectónica que es la pelvis.

La arquitectura del coxal es la siguiente: el ala ilíaca, delgada, bordeada de un margen grueso, la cresta ilíaca, desempeña el papel de una ancha apófisis de inserción, que trasmite la considerable fuerza muscular generada para mantener la pelvis estable en apoyo monopodal, pero se encuentra situada fuera del camino recorrido por las trabéculas destinadas a transmitir, al fémur o al isquion, el

peso de la cabeza tronco y extremidades superiores recogidas por la columna vertebral.

Existen dos sistemas trabeculares fundamentales. El primero se extiende desde la parte del hueso que corresponde a la carilla auricular hasta la cavidad cotiloidea, adaptado para la estación de pie y para la marcha, está constituido por las trabéculas sacrocotiloideas. Figura 35.

El segundo sistema, que parte de la misma superficie y termina en el ísquion, se halla adaptado para la sedestación y está constituido por las trabéculas sacroisquiáticas.

El primer sistema (trabéculas sacrocotiloideas) es doble. Un primer grupo de trabéculas sacrocotiloideas parte de la carilla auricular y va a condensarse en una lámina compacta que corresponde al borde de la superficie ciática: es el espolón ciático. Más allá de este espolón, las trabéculas parten de nuevo y a modo de las cimbras de una cúpula van a terminar en la cavidad cotiloidea, se continúan en el fémur por las trabéculas de tracción.

El segundo grupo de las trabéculas sacrocotiloideas, asociado al precedente y en equilibrio con el mismo, parte de la carilla auricular y las laminillas óseas que lo constituyen se entrecruzan normalmente con las del primer grupo, formando, como en todos los huesos largos, un sistema ojival característico, que viene a condensarse en el es-

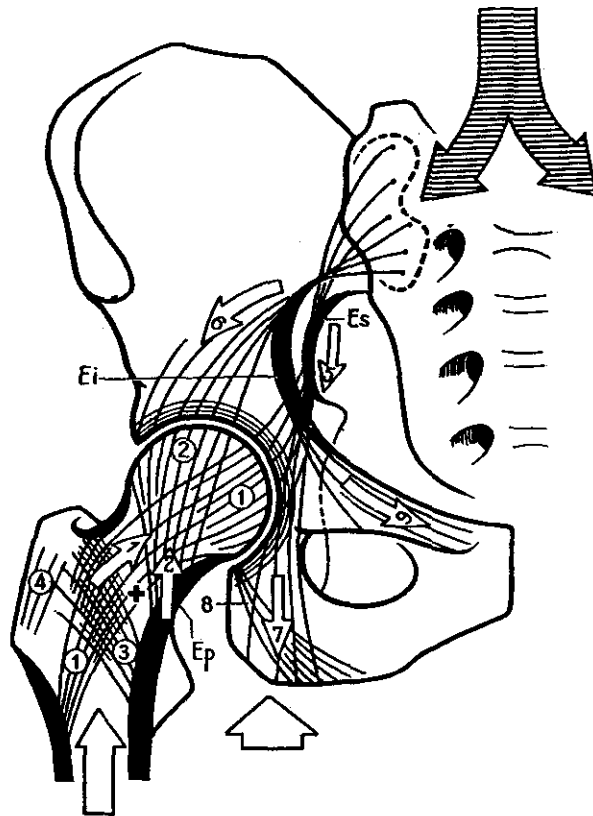


FIGURA 35

Sistema trabecular de los huesos coxal y fémur.

1.- Trabéculas de tracción, fascículo arciforme de Gallois y Bosquette. 2.- Fascículo cefálico o de sustentación. 3.- Fascículo trocantéreo. 4.- Fascículo trocantéreo paralelo a la cortical. 5.- Haz sacro cotiloideo de la escotadura ciática. 6.- Haz sacro cotiloideo de la línea innominada. 7.- Haz sacro isquiático. 8.- Haz isquio cotiloideo. Tomado de Kapandji, Cuadernos de Fisiología Articular. Pág. 33. Editorial Masson, París, 4ª Edición, 1988.

trecho superior en una lámina de tejido compacto: el espolón innominado. De este espolón las trabéculas vuelven a partir para extenderse, como sus homólogas del primer grupo, por la cavidad cotiloidea, entrecruzándose con ellas. Este segundo grupo de trabéculas se continúa con las trabéculas de presión; estos dos grupos están unidos por trabéculas de unión concéntricas a la cavidad cotiloidea y por tanto perpendiculares a las mismas. Taneda (1987) encuentra los dos sistemas de trabéculas cotiloideos, uno concéntrico y otro radial, y comprueba que las áreas de mayor densidad coinciden con las zonas superior y posterior del cotilo.

El segundo sistema (trabéculas sacroisquiáticas), está constituido por un sistema de trabéculas que forman dos fascículos. El primero parte de la carilla auricular del sacro y desciende a lo largo de la rama descendente del isquion, en el que termina: es el fascículo isquiático. Un segundo fascículo parte del borde cotiloideo y viene a entrecruzarse con el precedente en la tuberosidad del isquion. Este fascículo, en la estación de pie, sirve de arbotante a la cavidad cotiloidea. Los dos huesos coxales, transmiten entre si los esfuerzos por delante, por trabéculas horizontales que terminan en la superficie de la sínfisis del pubis, ya descritas por Cobau (1930); por detrás los sistemas descritos que terminan en la carilla auricular, reciben del sacro, y reparten a la derecha y a la iz-

quierda a las carillas auriculares de los coxales las presiones transmitidas por la columna.

Holm (1980) encuentra correlación entre la distribución trabecular y las fuerzas previsibles en el hueso coxal.

Ikeda (1982) describe el sistema trabecular que refuerza el borde anterior, entre la espina ilíaca anterior superior y el techo acetabular.

3-2-3 HUESOS SACRO Y COCCIX.

Las vértebras de la región sacrococcígea son de 9 a 10 según los sujetos, y se sueldan para formar dos huesos solamente: las cinco primeras forman el sacro; las cuatro o cinco últimas constituyen el cóccix.

HUESO SACRO.

El sacro es un hueso impar, medio y simétrico, situado al final de la columna lumbar, a la que continua, y encima del cóccix que es su continuación, Figura 1. Su dirección es oblicua de arriba abajo y delante atrás, formando así con la última vértebra lumbar un ángulo de seno posterior, el ángulo sacrovertebral o promontorio. El eje del sacro, describe una curva muy pronunciada, cuya concavidad mira hacia abajo y adelante.

Aplanado de delante atrás y mucho más voluminoso por arriba que por debajo, el sacro tiene la forma de una pirámide cuadrangular. Se pueden estudiar cuatro caras: ante-



FIGURA 36

Hueso sacro, visión anterior. 1, 1,...-Agujeros y canales sacros anteriores. 2.-Cara articular para el cuerpo de la quinta vértebra lumbar. 3.-Vértice del sacro. 4.-Alas del sacro.

rior, posterior y laterales; una base, un vértice y por último el conducto sacro que discurre por su centro.

CARA ANTERIOR.

La cara anterior del sacro, Figura 36, es cóncava en sentido longitudinal y transversal. La concavidad transversal es más pronunciada en la mitad inferior.

En la línea media son visibles los cuerpos de las cinco vértebras sacras separadas a intervalos regularmente decrecientes por las líneas transversales, huellas de la soldadura de estas vértebras. Estas cuatro líneas salientes son tanto más visibles cuanto más joven es el sujeto. A cada lado de ellas se ven unos agujeros elípticos, los agujeros sacros anteriores, cuatro a cada lado, que dan paso a las ramas anteriores de los nervios sacros.

Los agujeros sacros anteriores se continúan hacia fuera por canales transversales. Los canales sacros anteriores están separados entre sí por un tabique transversal.

CARA POSTERIOR.

Esta cara, Figura 37, fuertemente convexa en el sentido vertical y transversal a la vez, presenta en la línea media una cresta saliente, la cresta sacra.

De ordinario, esta cresta termina a la altura del tercer agujero sacro y algunas veces a nivel del cuarto, bi-

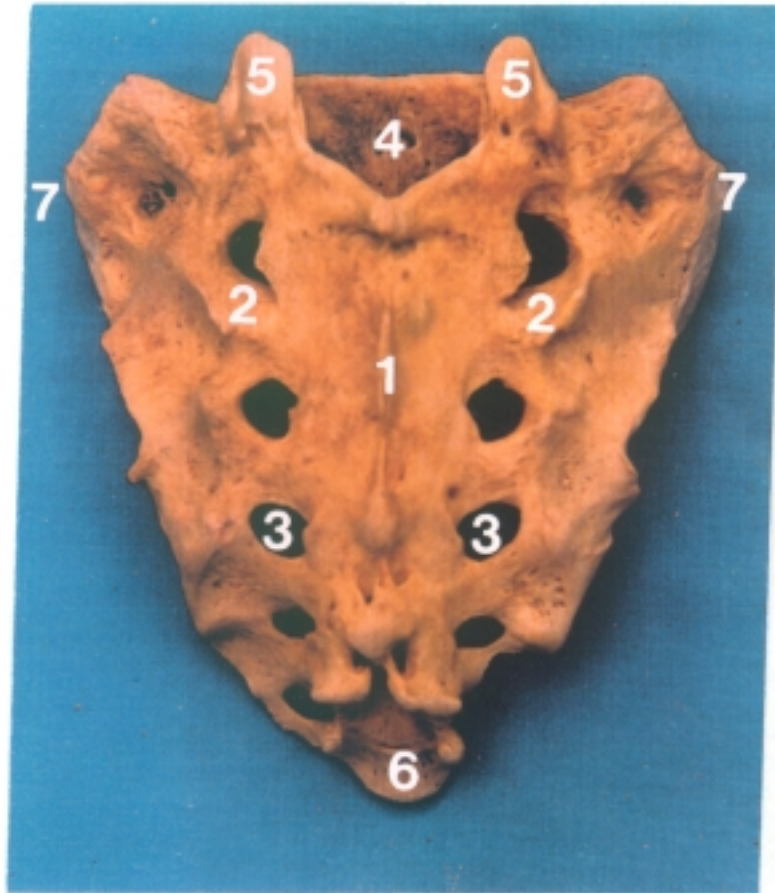


FIGURA 37

Cara posterior del sacro. 1.-Cresta sacra. 2.-Canales sacros. 3.-Agujeros sacros posteriores. 4.-Orificio superior del conducto sacro. 5.-Apófisis articulares superiores de la quinta vértebra sacra. 6.-Vértice. 7.-Carillas auriculares.

furcándose en dos ramas divergentes, que limitan la porción inferior del conducto sacro.

A cada lado de la cresta sacra existe un canal longitudinal, canal sacro, continuación de los canales vertebrales de la región lumbar.

Por fuera de dicho canal, a cada lado aparecen cinco tubérculos más o menos marcados llamados tubérculos sacros posterointernos; los cuatro agujeros ovalados, agujeros sacros posteriores, que dan paso a las ramas posteriores de los nervios sacros; y, una nueva serie de tubérculos, los tubérculos sacros posteroexternos, situados fuera de los agujeros sacros.

Los agujeros sacros posteriores, más pequeños que los agujeros anteriores correspondientes, se superponen siguiendo dos líneas verticales, que convergen hacia abajo ligeramente.

CARAS LATERALES.

Las caras laterales del sacro, Figura 38, anchas por arriba, se adelgazan hacia abajo y acaban por ser simples bordes.

Por arriba y adelante de estas caras se aprecia la superficie articular, carilla auricular del sacro, que tiene forma de media luna o de escuadra de concavidad dirigida hacia atrás, como su homónima del hueso ilíaco con



FIGURA 38

Cara lateral del sacro. 1.-Carilla auricular. 2.-Fosa
cribosa. 3.-Borde lateral del sacro

la que se articula.

Por detrás de la carilla auricular y en la concavidad que describe su reborde posterior, existe una depresión, la fosa cribosa del sacro, con numerosos agujeros vasculares. Hacia atrás y por abajo de la fosa cribosa hay una superficie rugosa, en la que se insertan los ligamentos sacroilíacos posteriores y los fascículos tendinosos y carnosos de los músculos sacrolumbares.

Por delante y abajo, la carilla auricular está frecuentemente limitada por un surco más o menos marcado, que ocupa en realidad la cara anterior del hueso: es el surco preauricular del sacro, análogo al surco homónimo del ilion. Lo mismo que este último, el surco preauricular del sacro presta inserción al ligamento sacroilíaco anterior.

Por debajo de la carilla auricular, las caras laterales del sacro, se estrechan gradualmente, llegando a convertirse en simples bordes, que en el esqueleto articulado son continuados por los bordes laterales del cóccix.

BASE.

La base del sacro mira adelante y un poco hacia arriba, similar a la cara superior de una vértebra lumbar, encontramos en su línea media la cara articular para la quinta vértebra lumbar, plana y ovalada, cuyo diámetro mayor es transversal, que es la cara superior del cuerpo de la pri-

mera vértebra sacra.

Detrás de esta cara, una abertura triangular: el orificio superior del conducto sacro y el extremo superior de la cresta sacra.

A cada lado de la línea media aparecen: unas superficies triangulares de base externa, inclinadas hacia delante, formando parte de la pelvis mayor, que son las alas del sacro; dos eminencias verticales, las apófisis articulares del sacro, cuyas carillas miran hacia atrás y adentro, articulándose con las apófisis articulares inferiores de la última vértebra lumbar; y, por último, aparecen las escotaduras del sacro, colocadas por delante de las apófisis articulares, que contribuyen a formar, junto con las escotaduras inferiores de la última lumbar, el vigésimoquinto agujero de conjunción.

VERTICE.

El vértice del sacro está constituido por delante por una carilla elíptica, cuyo diámetro mayor es transversal, que se articula con la base del cóccix.

Detrás de esta carilla se ve el orificio inferior o terminal del conducto del sacro. Este orificio, en forma de "V" invertida, está limitado lateralmente por dos pequeñas eminencias descendentes, más o menos marcadas según los sujetos: las astas del sacro, destinadas a unirse con dos

eminencias similares correspondientes al cóccix o astas del cóccix.

CONDUCTO SACRO.

Recorre toda la altura del sacro. Está situado inmediatamente por delante de la cresta sacra y es continuación por arriba del conducto raquídeo de la columna lumbar. Triangular en su extremidad superior, se aplana de delante hacia atrás pronto, para acabar en un simple canal.

De cada lado del conducto sacro parten cuatro conductos transversales, que se bifurcan para terminar en los agujeros sacros anteriores y posteriores.

Dentro del conducto sacro se encuentran alojados el fondo de saco terminal de la duramadre raquídea, el filum terminale de la médula y los nervios que constituyen la cola de caballo.

HUESO COCCIX.

El cóccix, rudimento en el hombre de la cola de los mamíferos, está situado inmediatamente caudal al sacro, cuya dirección continua. Está formado por cuatro o cinco vértebras muy atrofiadas y casi siempre soldadas entre sí. Es un hueso impar, medio y simétrico. Figura 39. Muy aplanoado de delante atrás, mucho más ancho por arriba que por abajo, tiene en conjunto la forma de un triángulo, y pre-

senta, por consiguiente, una base, un vértice, dos caras y dos bordes.

CARAS.

Se distinguen en anterior y posterior. La cara anterior es cóncava, la cara posterior es convexa. En una y otra se pueden ver líneas transversales, vestigios de la soldadura recíproca de las vértebras coccígeas primitivas.

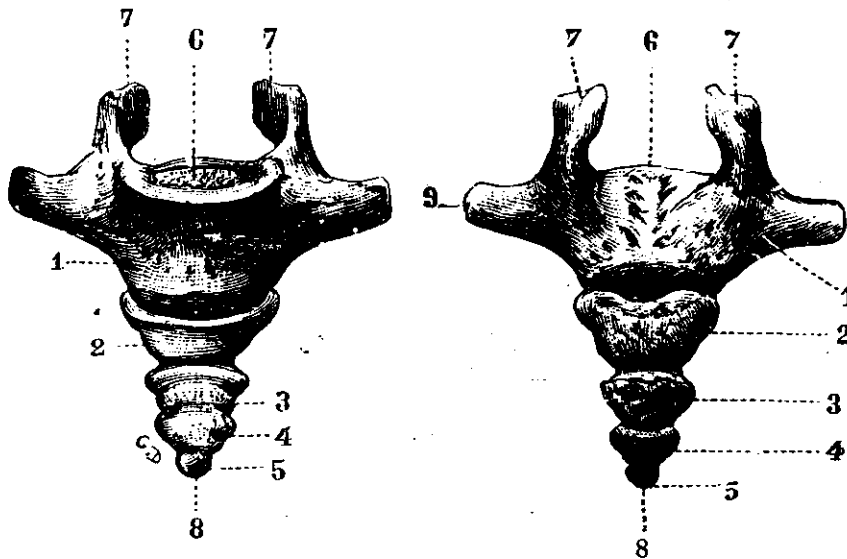


FIGURA 39

Hueso cóccix. 1, 2, 3, 4 y 5.-Piezas del cóccix (vértebras coccígeas). 6.-Base con su carilla articular para el sacro. 7.-Astas del cóccix. 8.-Vértice del cóccix. 9.-Ángulos laterales.

Tomada de Testut, L. Tratado de anatomía humana. Tomo 1. pág. 87. Salvat Editores, Barcelona, 1932.

BASE.

La base, que mira hacia arriba, presenta ante todo, en la línea media, una pequeña carilla elíptica, cuyo diámetro mayor es transversal, destinada a articularse con la carilla similar del vértice del sacro. Por detrás de esta carilla, a la derecha e izquierda de la línea media, se levantan dos eminencias óseas verticales: las astas del cóccix, que se articulan con las astas del sacro.

A cada lado de las astas del cóccix, la base del hueso se extiende hacia afuera, formando dos prolongaciones transversales, los ángulos laterales del cóccix. El vértice de este ángulo forma el límite respectivo entre la base del hueso y sus bordes laterales. Su borde superior cóncavo forma con la parte más inferior del borde correspondiente del sacro una extensa escotadura que, situada en la misma línea que los agujeros sacros anteriores, da paso al quinto nervio sacro.

VERTICE.

Está formado por un pequeño tubérculo óseo, que unas veces se halla en la línea media y otras se desvía a un lado, ya a la derecha, ya a la izquierda.

BORDES.

Los bordes del cóccix empiezan en el ángulo lateral y

desde allí se extienden hasta el vértice del hueso. Oblicuos hacia abajo y adentro, más o menos sinuosos, prestan inserción al ligamento sacrociático mayor y a la mayor parte de los fascículos de origen del músculo isquiococcígeo.

3-2-4 ESTUDIO ANATOMICO DE LA PELVIS

Constituye la pelvis la parte más inferior del tronco, su forma es aproximadamente troncocónica, es un anillo óseo formado por los dos huesos coxales y el hueso sacro ya descritos y unido por las articulaciones sacroilíacas y la sínfisis pubiana.

La cavidad abdominal comunica con la cavidad pélvica a través del llamado estrecho superior de la pelvis.

La morfología general de la pelvis presenta variaciones que han permitido a Caldwell (1933) clasificarla en cuatro grupos:

Platipelloide.

Androide, con el ángulo de la escotadura ciática $> 90^\circ$

Ginecoide, ángulo de 90°

Antropoide, ángulo $< 90^\circ$

El dimorfismo sexual de la pelvis, Figura 40, es acusado una vez se alcanza la pubertad: las alas ilíacas, más divergentes de atrás a delante, y de abajo hacia arri-



FIGURA 40

Fotografía de la pelvis femenina (A) y masculina (B). Se pueden apreciar las diferencias sexuales: huesos más gráciles. Alas ilíacas más abiertas, anchas y divergentes. Angulo pubiano más abierto. Pelvis más ancha que alta.

ba, contribuyen a que la pelvis femenina sea más ancha y más abierta, su altura es menor que la masculina.

El estrecho superior es asimismo más ancho y abierto que en la pelvis masculina. Los huesos más gráciles en la mujer, son robustos en el hombre. La S ilíaca que forma la cresta es menos marcada en la mujer.

El ángulo subpúbico es de 70 a 75° en el hombre y más abierto en la mujer, de 90 a 100°, Pérez Casas (1978).

Sus articulaciones cumplen un doble papel mecánico y en el mecanismo del parto. Desde el punto de vista mecánico en bipedestación transmite el peso del tronco a las articulaciones coxofemorales, en la sedestación el peso lo transmite directamente al asiento. Desde el punto de vista dinámico tiene una importancia crucial para la marcha, permitiendo con su báscula y sus movimientos de rotación el desarrollo del paso. Durante el parto la laxitud de los ligamentos permite una ligera separación a nivel de la sínfisis.

ARTICULACION DE LA SINFISIS.

La articulación de la sínfisis, Figura 41, o sínfisis púbica, es una anfiartrosis, las superficies articulares están en la cara interna de los cuerpos pubianos, su contorno es elíptico y su eje mayor está dirigido oblicuamente hacia abajo y atrás formando con el plano horizontal un ángulo de seno posterior de 105 ó 95 grados, Testut (1932).

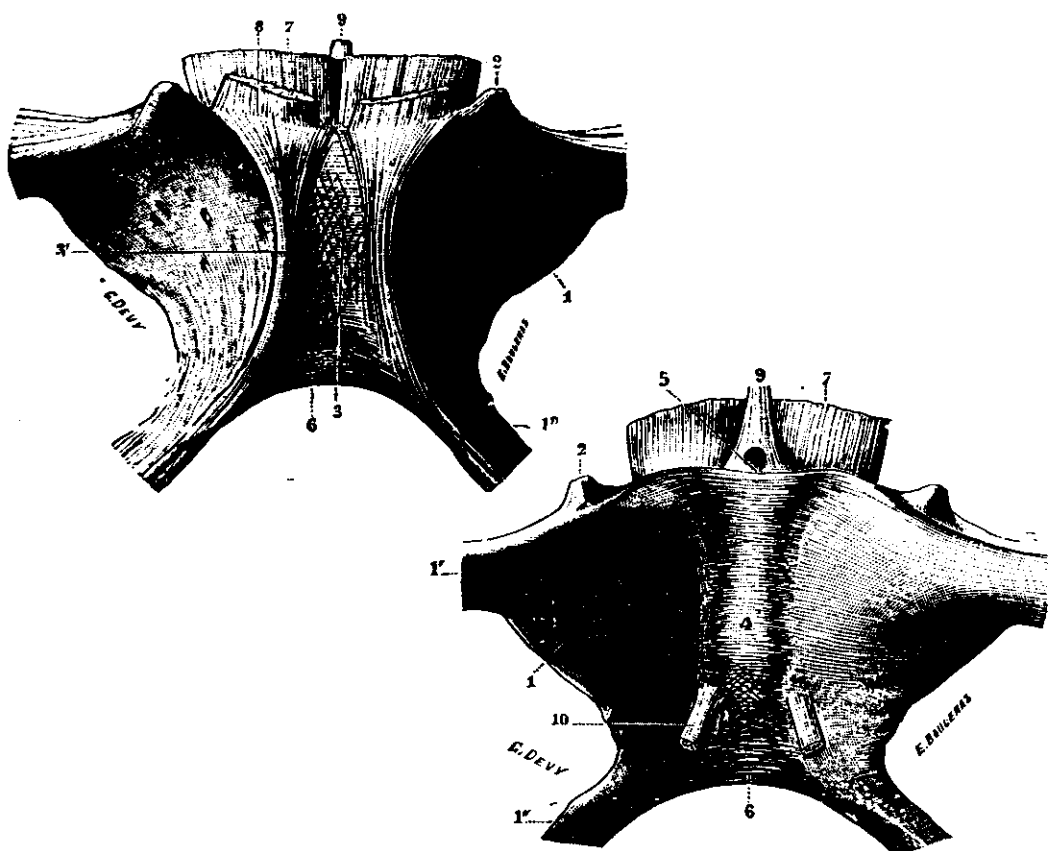


FIGURA 41

Sínfisis púbica vista A anterior y B posterior (figura 661 y 662 de Testut) 1.-Pubis. 1'.-Rama horizontal. 1''.-Rama descendente. 2.-Espina del pubis. 3.-Ligamento anterior. 3'.-Fascículos de inserción muscular verticales. 4.-Ligamento posterior. 5.-Ligamento superior. 6.-Ligamento inferior o triangular. 7.-Músculo recto mayor. 8.-Músculo piramidal. 9.-Adminículum línea alba. Tomada de Testut. Tratado de Anatomía Humana, págs. 680 y 681, Salvat Editores. Barcelona, 1932.

Estas superficies articulares delimitan un espacio más ancho por delante que por detrás, que converge por lo tanto hacia atrás, el cartílago regulariza las asperezas de las superficies articulares, formando un disco interpúbico fibrocartilaginoso cuya parte central puede excavarse en una cavidad desprovista de sinovial, esto ocurre más frecuentemente en la mujer, por lo que en el sexo femenino se considera a esta articulación una diartro anfiartrosis más que una anfiartrosis pura. Los elementos de unión son: El ligamento interóseo que está constituido por gruesos fascículos de dirección horizontal y oblicua que se fijan en las superficies articulares. El manguito de la cápsula, periféricamente distribuido, situado entre ambos cuerpos del pubis reforzando el potente disco interpúbico, ayudando a éste a mantener la articulación cerrada.

La articulación está reforzada además por cuatro ligamentos: anterior, posterior, superior e inferior. Los ligamentos superior y posterior no presentan ninguna particularidad. El ligamento inferior es un fascículo arqueado que redondea el vértice del arco púbico, por lo que se le denomina ligamento arqueado del pubis, ligamento triangular para Testut. El ligamento anterior está formado por fibras transversales, verticales y oblicuas; procediendo estas últimas de los tendones de los músculos que se insertan en sus proximidades. La movilidad a nivel de esta articulación

es mínima, permite una cierta diástasis o separación durante el parto y durante la marcha, en la fase de apoyo unipodal, el pubis puede elevarse ligeramente respecto al contralateral. Walkheim en 1984 estudia la movilidad de la sínfisis púbica y considera que puede tener movimientos de traslación transversal que alcanzan 1 mm de amplitud, de traslación sagital, también de 1 mm, y de traslación vertical de 2 mm. Para los movimientos de rotación da las siguientes magnitudes: Rotación central 1,5 grados y rotación sagital 1,5 grados.

ARTICULACION SACROILIACA.

La segunda articulación que completa el anillo pélvico es la articulación sacroilíaca. En número de dos, izquierda y derecha, une las carillas auriculares del coxal y el sacro; puede ser considerada una anfiartrosis por la gran limitación de sus movimientos; y una diartrosis desde el punto de vista morfológico, ya que está provista de membrana sinovial. Las superficies articulares presentan una disposición característica, de ahí su nombre de carillas auriculares, con una parte vertical más corta y otra parte horizontal más larga; son lisas en la mayor parte de su extensión aunque presentan algunos relieves irregulares y depresiones que sirven para encajar y estabilizar la articulación. Estas irregularidades presentan numerosas varia-

ciones individuales, unas, con facetas articulares planas tienen poca movilidad; otras, en que las carillas auriculares son curvas, permiten un mayor desplazamiento.

La sección frontal de la articulación nos permite observar cómo las dos interlíneas, correspondientes a la articulación izquierda y derecha, están más próximas por abajo que por arriba; en la sección horizontal se observa cómo las interlíneas articulares, izquierda y derecha, presentan un perfil de base menor dirigida hacia la pelvis y base mayor colocada hacia atrás; el sacro pues, está interpuesto como una cuña entre los dos coxales.

La cápsula articular salta de un hueso a otro rodeando la interlínea articular. Está reforzada por fuertes ligamentos en la plano dorsal, mientras que en el plano ventral los ligamentos son poco robustos. Figuras 42 y 43.

El ligamento sacroilíaco anterior posee dos fascículos, uno superior y otro inferior. Insertándose en la base y cara anterior del sacro, se dirigen oblicuamente hacia abajo y adelante, alcanzando la fosa ilíaca interna, la línea innominada y un poco debajo de la misma; además, la sínfisis del pubis hace de verdadero ligamento anterior a distancia de la articulación de sacroilíacas.

El ligamento sacroilíaco posterior o dorsal consta de dos planos fibrosos, profundo y superficial. La parte profunda se fija ampliamente en la tuberosidad y pirámide

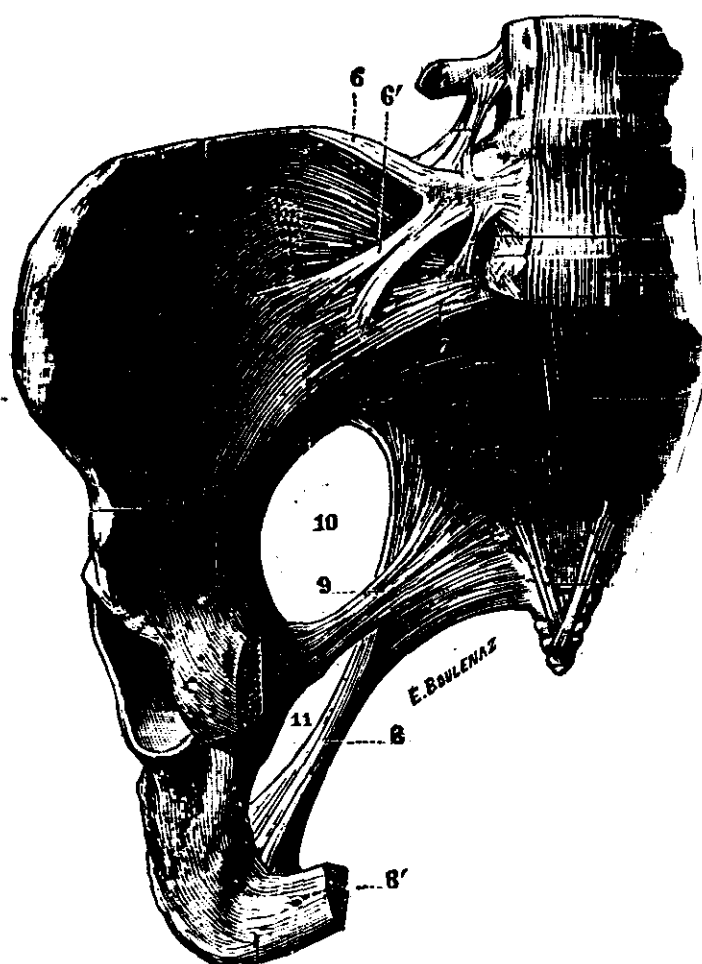


FIGURA 42

Pelvis con sus ligamentos. Vista anterior.

6.-Ligamento iliolumbar con 6'su manajo descendente.
 7.-Ligamento sacroilíaco anterior. 8.-Ligamento sacrociático mayor con 8'su manajo recurrente seccionado con la rama ascendente del isquion. 9.-Ligamento sacrociático menor.
 10.-Escotadura ciática mayor. 11.-Escotadura ciática menor.
 Tomado de Testut, Tratado de Anatomía Humana, pág. 672, Salvat Editores. Barcelona, 1932.

del coxal y en la zona ósea del sacro adyacente a la faceta articular, situada dorsalmente respecto de la misma, sigue la dirección del eje alrededor del cual se realizan los movimientos de nutación y contranutación, por lo que también se le ha denominado ligamento axil. El plano superficial de este ligamento presenta varios ases fibrosos; primero, un fascículo que salta entre la parte más posterior de la cresta ilíaca y el extremo del arco posterior de la primera vértebra sacra; segundo, el que une la pirámide del ilíaco con el primer tubérculo conjugado del sacro; tercero, el que une la espina ilíaca posterosuperior con el segundo tubérculo conjugado del sacro (ligamento de Zaglas) y cuarto, un fascículo que se extiende entre la espina ilíaca posterosuperior y el tercer tubérculo conjugado o ligamento de Bichat; como el origen de estos ligamentos, salvo el primero, es en los tubérculos conjugados se les denomina también con el nombre genérico de ligamentos conjugados.

Hubert (1856) estima que los ligamentos sacroilíacos actúan como suspensorios del sacro aproximando ambos huesos coxales. Este autor analiza la disposición de los ligamentos sacro ilíacos conjugados y establece que las resultantes del esfuerzo que supone el peso del tronco transmitido por el sacro a los coxales, lejos de producir una separación entre los mismos, como consecuencia de la disposición

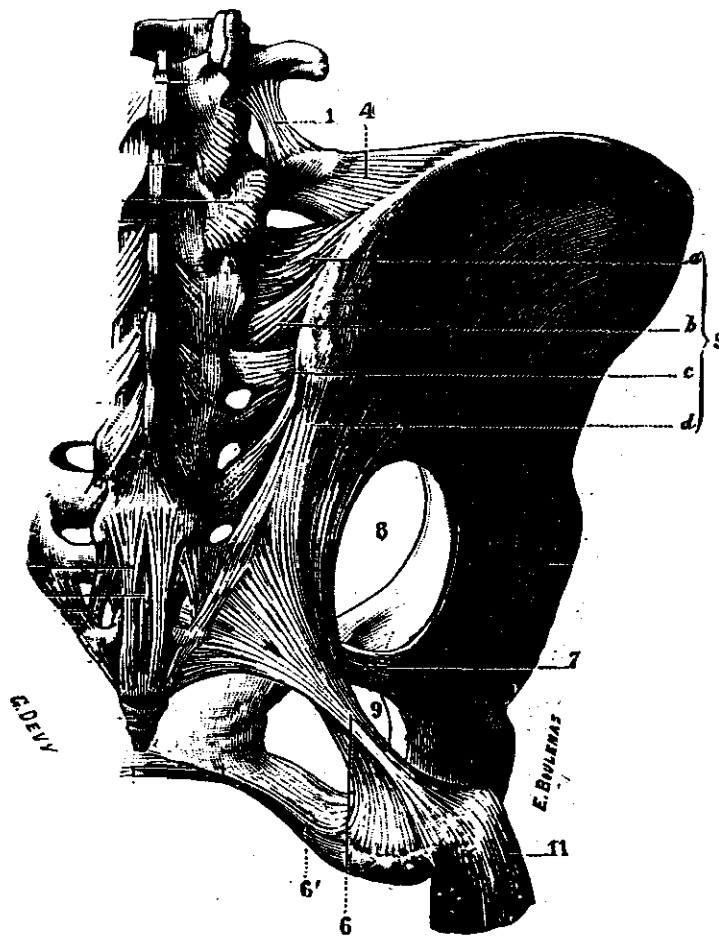


FIGURA 43

Pelvis con sus ligamentos. Vista posterior. 1.-Ligamento inter transverso. 4.-Ligamento ilio lumbar. 5.-Ligamento sacro ilíaco posterior con a': fascículo superior, d: segundo fascículo, c: tercer fascículo o ligamento de Zaglas y d: fascículo inferior o ligamento sacro espinoso de Bichat. 6.-Ligamento sacro ciático mayor. 6'. -Su fascículo recurrente. 7.-Ligamento sacro ciático menor. 8.-Escotadura ciática mayor. 9.-Escotadura ciática menor. Tomada de Testut, Tratado de Anatomía Humana, pág. 674, Salvat Editores. Barcelona, 1932.

de los ligamentos, dan lugar a una componente de compresión entre ambos coxales que transmiten al hueso sacro.

Además de por los ligamentos articulares, el anillo óseo está solidarizado por importantes y robustos ligamentos extra articulares que describiremos a continuación:

Ligamentos iliolumbares: se despliegan desde la apófisis trasversas de la 4ª y 5ª vértebra lumbar oblicuamente hacia abajo y afuera alcanzando la cresta ilíaca.

Ligamento sacrociático menor o sacroespinoso: une la espina ciática al borde lateral del sacro y cóccix.

Ligamento sacrociático mayor: desde su inserción en el borde posterior del ilíaco y las últimas vértebras coccígeas sus fibras giran sobre sí mismas para insertarse en la tuberosidad isquiática y el cuerpo del isquion, cruzando por detrás oblicuamente al ligamento anterior. Ambos ligamentos transforman las escotaduras ciáticas mayor y menor en agujeros osteofibrosos, que reciben igual nombre, comunicando el mayor la cavidad pélvica con la región glútea; y el menor dicha cavidad con la fosa isquiorectal.

Los movimientos de la articulación sacroilíaca se denominan de nutación, en el que el sacro bascula hacia adelante; y de contranutación en el que el sacro bascula hacia atrás.

Vista frontalmente, la posición espacial de la pelvis es horizontal en el sentido transversal, ambas crestas

ilíacas alcanzan la misma altura normalmente, las disimetrías de extremidades inferiores o asimetrías pélvicas, pueden determinar una posición oblicua. Vista lateralmente, la pelvis se sitúa de manera que las espinas ilíacas anterosuperiores y el relieve de las sínfisis púbica están en un mismo plano vertical en el hombre y con una ligera anteversión en la mujer. Dicho plano corta ligeramente las espinas ilíacas cuando la pelvis está en anteversión.

3-2-4-1 PLANOS, DIAMETROS E INDICES DE LA PELVIS

Clásicamente se describen en la pelvis planos y diámetros cuyo interés es principalmente obstétrico.

El plano del estrecho superior constituye la entrada a la pelvis menor, es ovalado en sentido transversal, su contorno está formado por el promontorio detrás, las alas sacras y las líneas innominadas a los lados y los bordes superiores del pubis y la sínfisis por delante. Testut (1932) señala que estas formaciones anatómicas no están en el mismo plano.

En el estrecho superior se describen: el diámetro antero posterior, sacro suprapúbico o conjugado anatómico, que va desde el promontorio al borde superior de la sínfisis púbica, con una dimensión media de 11 cm; Dega (1933) denomina conjugado verdadero, o diámetro recto, a la distancia entre el promontorio y el borde pósterior superior del pubis; el diámetro transversal máximo, es el máximo diámetro que es posible medir entre las líneas innominadas, perpendi-

cular al anterior en la unión del tercio medio y el tercio posterior aproximadamente, que mide como media 13,5 cm, y dos diámetros oblicuos, izquierdo y derecho, que van desde la sínfisis sacro ilíaca de un lado, a la eminencia iliopectínea del lado opuesto, con una dimensión media de 12 cm. Figura 44.

Desde el punto de vista obstétrico se describen otros diámetros que no nos detendremos a considerar.

El plano del estrecho inferior o perineal está formado por delante por la parte más inferior de la sínfisis púbica, a los lados por las ramas isquiopúbicas y los ligamentos sacro ciáticos mayores y por detrás por el cóccix. Se describen aquí también un diámetro ántero posterior que se extiende desde la parte más inferior de la sínfisis al cóccix, diámetro coccisubpúbico, un diámetro transversal biisquiático que se extiende entre las tuberosidades isquiáticas, y dos diámetros oblicuos entre las ramas isquio pubianas y los ligamentos sacro ciáticos mayores opuestos.

Se considera aquí el plano del estrecho inferior, que como en el referido al estrecho superior no contiene todos sus accidentes anatómicos, ya que los isquiones se encuentran claramente por debajo del mismo.

La situación de la pelvis en visión lateral nos da idea la inclinación sobre la horizontal de estos planos con el individuo en bipedestación. El plano del estrecho supe-

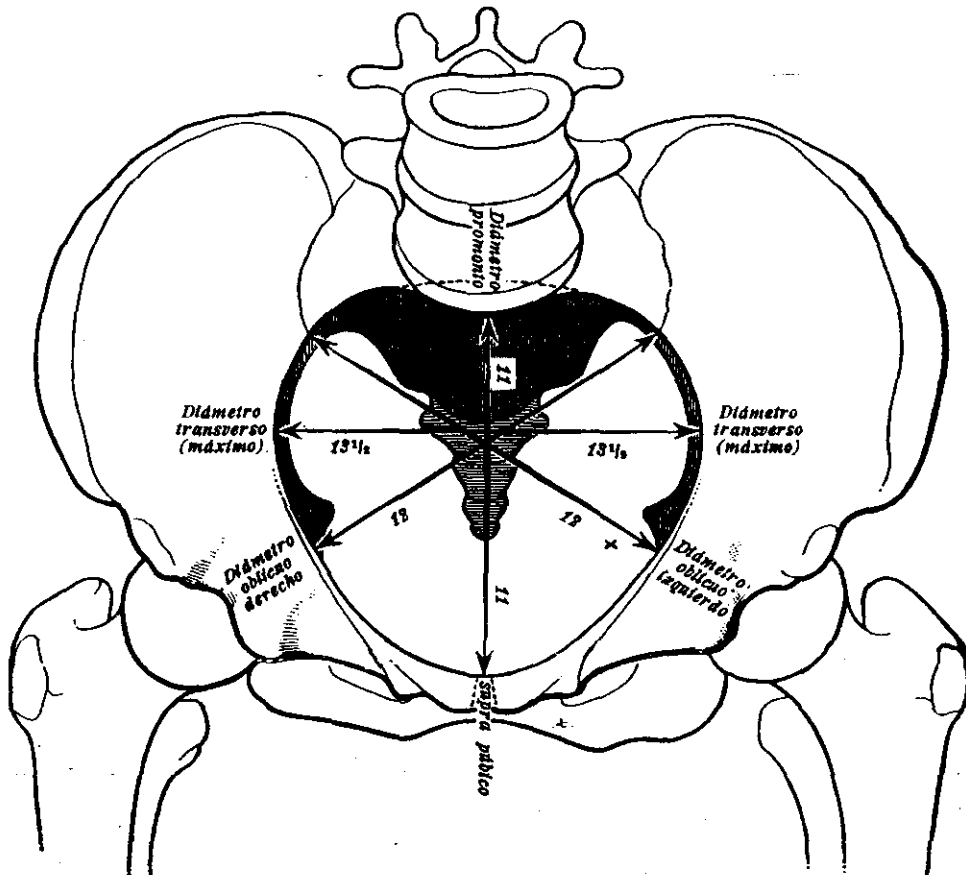


Figura 44

Pelvis femenina según Farabeuf, con los diámetros del estrecho superior. Tomada de Testut. Tratado de anatomía humana, pág. 392. Salvat Editores, Barcelona, 1932.

rior, diámetro promontorio suprapúbico está a 60 grados como término medio con la horizontal y el plano del estrecho inferior, diámetro coccisubpúbico a 10 grados. La prolongación de ambos formaría un ángulo de 50 grados abierto hacia atrás y algo hacia arriba. Fürst (1875) dice que el ángulo del conjugado anatómico con la horizontal es para el hombre como media de 46 grados y para la mujer de 40 grados.

Estos ángulos presentan muchas variaciones: de 45 a 70 grados para el plano del estrecho superior tomando para la medida la línea sacro supra púlica, y de 7 a 27 grados para el plano del estrecho inferior, datos que cita Testut procedentes de Naegelé, Sappey y Charpy.

Sappey (1869) da para la mujer 58 grados, y para el hombre 54 grados respecto de la inclinación del plano del estrecho superior.

Para Charpy (1892) el ángulo que el conjugado anatómico forma con la vertical es de 48 a 60 grados, siendo el mínimo de 45° y el máximo de 70° . Fick (1911) considera que las espinas ilíacas anteriores superiores y la sínfisis del pubis están en el mismo plano; El conjugado anatómico en bipedestación forma un ángulo con la horizontal de 60 a 70° , alrededor de 20° en sedestación y -30° en decúbito supino. Figura 45 y Figura 6, pág. 18. Para Akerblom (1948) la rotación de la pelvis al pasar de la bipedestación a la posi-

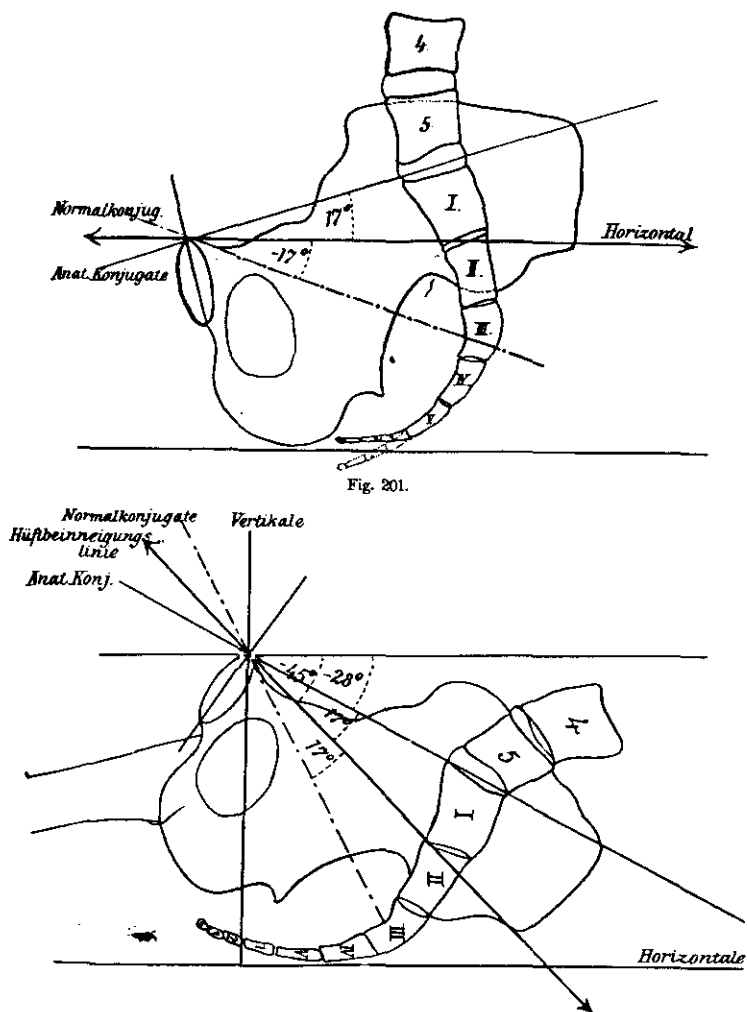


FIGURA 45

Esquema de la posición de la pelvis en sedestación y decubito supino. Tomado de Fick; Handuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. pág. 497. Verlag von Gustav Fischer. Jena, 1911.

ción de sentado varía de pocos grados a 30 si se adopta una posición de sentado derecho, y de 15 a 50 grados cuando la posición es sentada relajada.

Martin (1928) mide el ángulo de inclinación de la pelvis entre el promontorio y el margen superior de la sínfisis púbica, considerando el plano espina ilíacas anteriores y pubis como vertical. Para Dega el ángulo de inclinación de la pelvis es el que forma la línea promontorio suprapúbica con el plano horizontal.

Los ejes de la pelvis clásicamente descritos se refieren a las perpendiculares a estos planos y tienen interés obstétrico. Clayson (1962) describe el eje transversal de la pelvis: unión de ambas espina ilíacas anteriores superiores y el eje longitudinal: perpendicular al anterior que pasa por el centro de la cavidad acetabular así como el eje femoral de carga en visión lateral: centro de la cabeza y centro de los cóndilos; para valorar la movilidad de la pelvis.

INDICES DE LA PELVIS.

Índice general: llama así Testut a la relación entre la anchura máxima medida entre las crestas ilíacas y la altura máxima medida desde la parte más inferior del isquion al punto más alto de la cresta ilíaca.

El índice general es igual a la anchura multiplicada

por 100 dividido por la altura. Topinard, da para los europeos los siguientes valores: 126,3 para el hombre y 136,9 para la mujer.

Índice de la anchura del coxal: Reverte (1981) lo define como el cociente entre la anchura máxima del ilion y altura máxima del coxal, multiplicado por 100.

OTROS ANGULOS DE LA PELVIS.

Dega denomina ángulo púbico al que forman las ramas de ambos pubis. Pérez Casas (1978) lo menciona como ángulo subpúbico dándole un valor de 70 a 75 grados en la mujer, y de 90 a 100 grados en el hombre.

Pérez Casas mide también el ángulo que forma la unión de la línea imaginaria que une la espina ilíaca posterior superior y la parte más prominente de la sínfisis púbica, esta línea transcurre de atrás hacia adelante y de arriba hacia abajo formando 28 grados con la horizontal en el varón y 31 en la mujer, en los niños puede ser de 25 grados. Molhave (1960) mide mediante su estatómetro el ángulo que forma la línea que une la espina ilíaca posterior superior y la sínfisis del pubis con la horizontal obteniendo los siguientes resultados: en 106 varones encontró una media de 37 grados \pm 4, y en 100 hembras una media de 35 grados \pm 4.

Pérez Casas señala que la línea interespinosa, es de-

cir la que une la espina ilíaca anterior superior y la espina ilíaca posterior superior, transcurre de detrás a delante, de dentro a fuera y de arriba a abajo formando con la horizontal un ángulo de 15 grados.

El ángulo de Armitage-Whitman es el formado entre el plano tangente a la base del sacro y la horizontal, mide de 30 a 45 grados, las variaciones de la posición del sacro que puede mediante los movimientos de nutación y contranutación cambiar su posición relativa respecto de los coxales, no permiten tomarlo como referencia para valorar con exactitud los cambios de orientación de la pelvis.

Clayson (1962) al ángulo entre el eje longitudinal de la pelvis y el eje mecánico del fémur en visión lateral lo denomina ángulo pelvifemoral; y ángulo pelvisacral al formado por la línea biespinosa y la línea trazada en la base del sacro.

El ángulo pelvifemoral mide la movilidad máxima de flexo extensión en la cadera. El ángulo pelvisacral mediría el ángulo de movimiento entre el sacro y la pelvis a nivel de las articulaciones sacroilíacas.

Da los siguientes valores en las distintas posiciones en bipedestación para el ángulo pelvi sacral:

POSICION	ANGULO	DESVIACION STANDAR.
Relajada	28,7	+/- 9,6

Flexión máx.	29,7	+/- 10,2
Extensión máx.	25,8	+/- 8,9

lo que supone una movilidad de las articulaciones sacro ilíacas que va de 1 a 21 grados con una media de 8 +/- 4,9 grados.

OTROS PARAMETROS.

Testut define los siguientes parámetros para las medidas de las pelvis completas:

Diámetro biespinoso anterior: es el medido entre ambas espina ilíacas anteriores superiores, para Testut vale de 23 a 24 cm, 24 cm para Pérez Casas.

Diámetro bicrestal, bicrestíleo para Pérez Casas: es el medido entre los puntos más salientes de ambas crestas ilíacas. Para Testut vale de 26 a 28 cm.

Diámetro biespinoso posterior: medida entre ambas espina ilíacas posteriores superiores.

Diámetro bitrocantéreo que para Testut valdría unos 32 cm.

Diámetro biespinoso o anchura máxima del ilion para Reverte es la distancia entre las espinas ilíacas anterior superior y posterior superior.

Diámetro isquio púbico máximo para Reverte es el medido entre la sínfisis del pubis y la tuberosidad del is-

quion.

Longitud de la superficie auricular para Reverte es la máxima que es posible medir en la carilla articular auricular del coxal, da unas dimensiones de 55-56 mm para el varón, y 47-48 mm para la mujer.

Altura de la pelvis : para Dega (1933) es la distancia entre el punto más alto de la cresta ilíaca y el más bajo de la tuberosidad del isquion.

Anchura máxima: Para Dega es la distancia máxima que es posible medir entre las crestas ilíacas, medida entre sus márgenes internos.

Anchura mínima del ilion: Se mide entre el punto supra acetabular y la escotadura ciática, es la menor distancia posible a este nivel. Reverte da los siguientes valores : 60-65 mm para varón, 57-58 mm para mujer.

PARAMETROS DE LA CAVIDAD ACETABULAR.

La cavidad cotiloidea la podemos considerar (simplificando) como una hemiesfera hueca que se sitúa en el espacio orientada de forma que mira hacia abajo, afuera y adelante. Figura 46. Para definir esta situación se consideran los siguientes ángulos:

ANGULO DE INCLINACION COTILOIDEO.

Es el formado por la perpendicular al plano de la he-

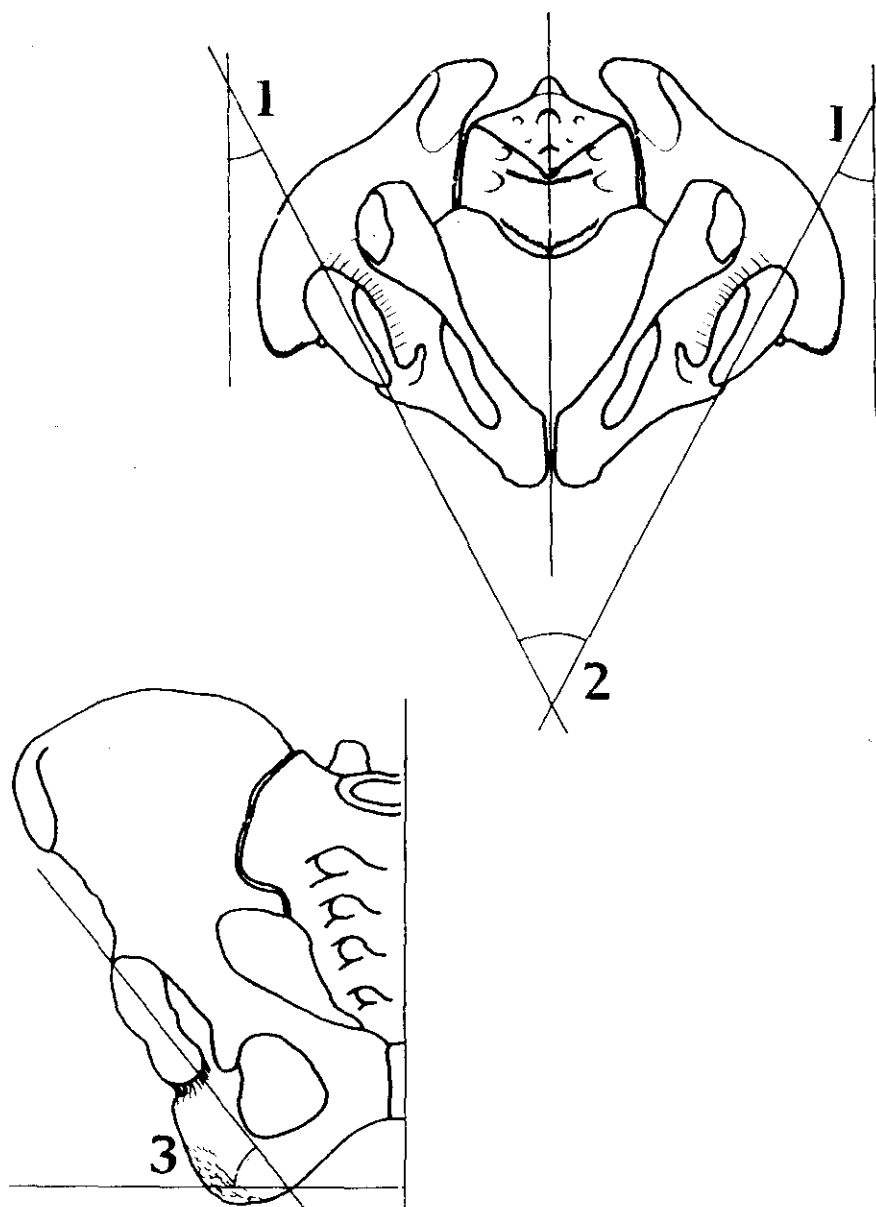


FIGURA 46

Angulos de la cavidad acetabular

1.- Anteversión. 2.- Divergencia. 3.- Inclinação.

miesfera acetabular, con la horizontal. Esteban Mújica en 1981 describe como el ángulo de inclinación varía, según el grado de anteversión de la pelvis. Distingue entre el ángulo de inclinación estático y el dinámico de la marcha, en que la báscula lateral de la pelvis puede aumentar o disminuir la cobertura de la cabeza femoral.

Pérez Casas (1978) lo denomina ángulo de incidencia, y lo define como el formado en un plano frontal por la línea que une el borde súpero externo e ínfero interno de la cavidad cotiloidea con la vertical; le da un valor de 42° en el varón con una variación de 28 a $47,5^\circ$, y 42° en la hembra con una variación de 33 a 53° . Para Gilis, citado por Pérez Casas, el valor es de 35° a 39° .

ANGULO DE ANTEVERSION COTILOIDEO.

Es el formado por el plano de la cavidad acetabular respecto del plano sagital.

Pérez Casas (1978) denomina ángulo de declinación al formado por el eje de la cavidad cotiloidea, perpendicular al plano de apertura que pasa por el punto medio profundo del acetábulo con el plano frontal del cuerpo, dándole un valor de 30 a 40° .

Haupt (1963) encontró relación entre el ángulo de anteversión del acetábulo y su profundidad.

ANGULO DE DIVERGENCIA.

Terver (1982) lo define como el formado por los planos de ambos cotilos , de seno posterior, en un el plano transversal.

ANGULO DE TORSION DEL COXAL.

Ikeda (1981) mide el ángulo de anteversión del acetábulo y lo relaciona con la orientación del ala ilíaca. Denomina torsión del coxal al ángulo que forman las secciones del coxal por encima de la cavidad cotiloidea con el plano sagital. Realiza las siguientes secciones: 1.-Tangente a la cavidad cotiloidea. 2.-En la espina ilíaca anterior inferior. 3.-En la espina ilíaca anterior superior. 4.-Por la espina ilíaca posterior superior. 5.-En la mitad del ala ilíaca restante. 6.-En la cima del ilion. Los cortes se realizan normales al eje del ilion. Define el eje del ilion como la línea que une el centro de la cavidad acetabular y la parte más distal del ala ilíaca

INDICE COTILOIDEO.

Es la relación entre la profundidad y el diámetro de la cavidad acetabular multiplicada por cien. Lo definió Le Damany (1904) denominándolo índice cotiloideo, que como vimos en la embriología era máximo en el feto de 6 meses y mínimo al nacimiento creciendo después progresivamente en

el desarrollo del niño.

DIAMETRO ACETABULAR.

Shiino (1915) define el diámetro súpero inferior de la cavidad acetabular como el medido desde el encuentro de la parte frontal del ilion con la ceja acetabular hasta el lado opuesto de la parte inferior del anillo acetabular. El diámetro superoinferior es uno o dos mm más largo que el diámetro medido transversalmente al mismo. Dega (1933) mide el diámetro longitudinal en la línea que une la espina ilíaca anterior superior y la tuberosidad del isquion, y el diámetro transversal en la perpendicular a esta línea por el centro de la cavidad acetabular.

PROFUNDIDAD ACETABULAR.

Shiino (1915) la define como la distancia entre el centro del eje que une los dos puntos que definen el diámetro súpero inferior y el fondo del acetábulo. Una aguja que materializara el eje del acetábulo pasaría por el centro de este diámetro y el fondo del acetábulo.

3-3 LA ARTICULACION COXOFEMORAL.

Para su descripción hemos seguido el texto de Orts Llorca de 1952.

La articulación coxofemoral pone en contacto la cabeza del fémur con la cavidad cotiloidea del coxal. Sirve de unión al miembro inferior con la cintura pélvica y su misión es soportar el peso del cuerpo y permitir la locomoción.

Es una enartrosis, siendo sus superficies articulares segmentos de esfera; correspondiendo el segmento convexo a la cabeza femoral y el cóncavo a la cavidad cotiloidea o acetabulum. El acetábulo cubre aproximadamente la mitad de la esfera imaginaria que traza la cabeza femoral: en su periferia el labrum acetabulare o rodete cotiloideo fibrocartilaginoso amplía la capacidad de la parte cóncava de la articulación, aumentando el contacto entre ambas superficies hasta los dos tercios de la esfera, Orts Llorca.

Los medios de unión de la articulación de la cadera los estudiaremos sucesivamente comenzando por la cápsula articular y continuando por los ligamentos. Figura 47.

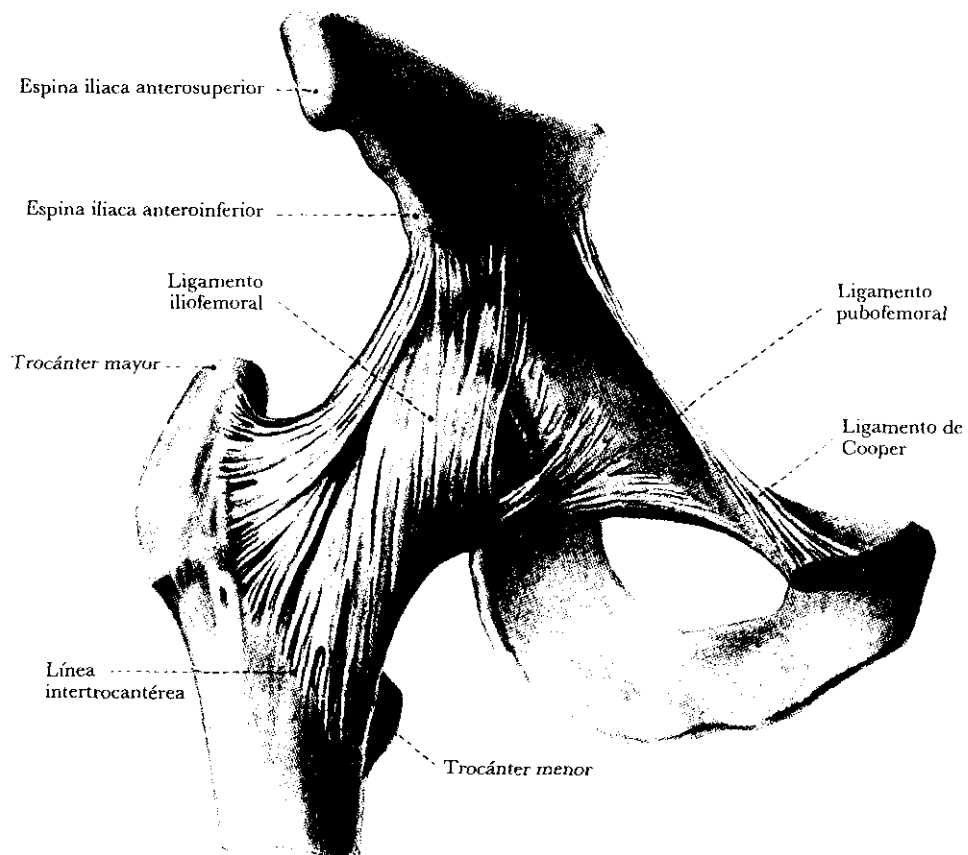


FIGURA 47

Vista anterior de la articulación coxo femoral. Tomado de Wolf Heidegger. Atlas der Systematischen anatomie des Menschen. Vol. 1. Editorial Karger, Basilea, 1961.

CAPSULA ARTICULAR.

La cápsula de la articulación de la cadera es la más robusta del cuerpo humano, tiene forma de reloj de arena y es relativamente corta, encontrándose fuertemente distendida en bipedestación erecta.

La cápsula se inserta en el hueso coxal en la ceja cotiloidea, dejando libre algo de la cara externa y la arista del rodete cotiloideo, que quedan intraarticulares; a nivel de las escotaduras ilio pubiana e ilio isquiática, se fija en parte de la cara externa del rodete cotiloideo, y a nivel de la escotadura isquiopubiana lo hace en la base de la cara externa del ligamento transverso, parte del labrum acetabulare que cierra dicha escotadura completando el agujero isquiopubiano.

En su extremo femoral se fija firmemente por delante en la línea intertrocantérica, siendo por tanto intraarticular toda la cara anterior del cuello femoral.

En la cara posterior se inserta, de forma laxa, en la unión los dos tercios internos con el tercio externo del cuello quedando éste en situación extraarticular. Presenta mayor grosor en su parte anterosuperior que en su parte inferior, y está constituída por fuertes fascículos fibrosos que presentan en conjunto un aspecto retorcido, por sufrir una marcada torsión en la posición anatómica antedicha y relajarse al colocarse la extremidad inferior en flexión,

abducción y rotación externa. Figura 48.

Los distintos fascículos fibrosos que la integran se pueden distinguir en cuatro sistemas de fibras, Pérez Casas (1978): fibras longitudinales, fibras recurrentes o arciformes, fibras oblicuas y fibras circulares. Tres tipos: longitudinales, recurrentes y circulares para Bouchet, 1979; dos tipos: longitudinales y circulares y anulares para Rouvière (1971).

Las fibras longitudinales corren paralelas al eje del cuello, extendiéndose desde la inserción proximal en el coxal a la distal en el fémur ininterrumpidamente: son las más numerosas y se condensan para formar los principales ligamentos.

Las fibras recurrentes se encuentran en la cara profunda de la cápsula; procedentes de la inserción pélvica, al llegar al límite distal de la cápsula se reflejan, llegando por la superficie del cuello femoral hasta el límite periférico de la cabeza, de esta forma su inserción proximal se sitúa cercana a la porción pélvica. Estas fibras producen unos pliegues en la sinovial, llamados frenula capsulae, que son más numerosos en la parte anterior del cuello: uno, el más grueso, se sitúa en la parte pósteroinferior del mismo, llamándose repliegue pectíneo foveal de Amantini. La utilidad de estos pliegues se hace evidente al realizar el movimiento de abducción en el que se despliegan

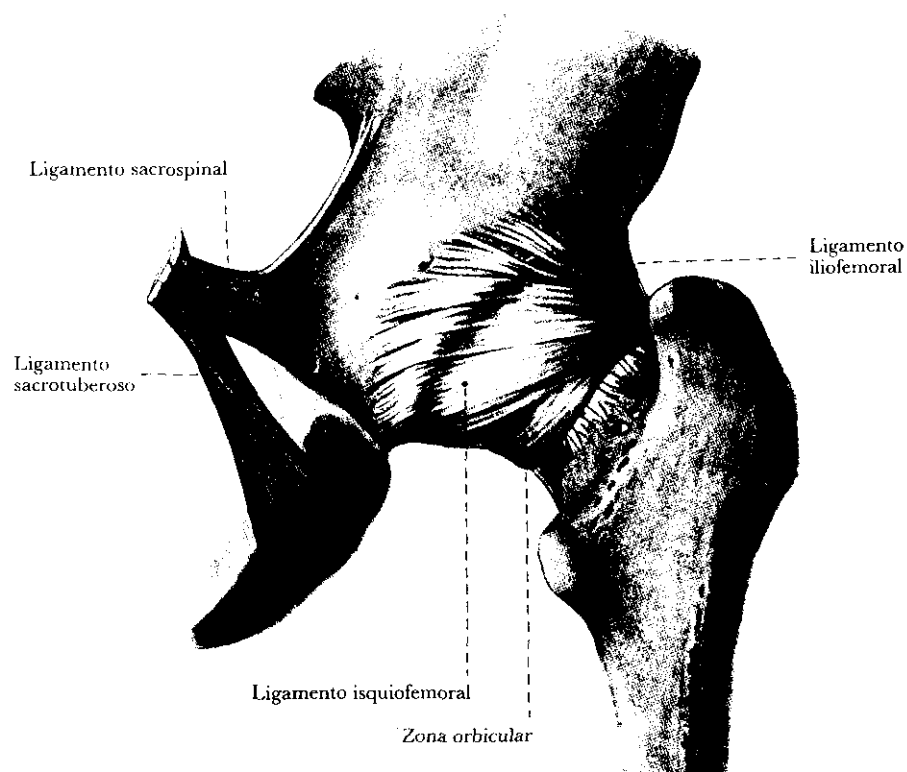


FIGURA 48.

Articulación coxo femoral parte posterior. Tomada de Wolf Heidegger. Atlas der Systematischen Anatomie des Menschen. Vol. 1. Editorial Karger, Basilea, 1961.

y no limitan el movimiento. Pérez Casas.

El tercer grupo de fibras capsulares presenta un trayecto oblicuo, adoptando la forma de una espiral más o menos larga, alrededor del cilindro capsular, fibras accesorias de Welker, Pérez Casas.

Por último se encuentran unas fibras sin inserciones óseas que se condensan por fuera de la cabeza femoral, son más visibles las porciones posterior e inferior, y forman un verdadero ligamento circular, la zona orbicular de Weber o ligamento anular que es más visible desde dentro de la cápsula. Pérez Casas.

LIGAMENTOS ARTICULARES.

Ligamento zonular:

El ligamento zonular, circular o orbicular de Weber es en realidad como queda dicho una porción más engrosada de la cápsula articular misma, formada por las fibras circulares de la misma, y no se insertan en el hueso. Cruza la cara interna del resto de los ligamentos capsulares y de todos ellos recibe refuerzos, Orts Llorca. Situado en la porción media de la cápsula, presenta un diámetro inferior al de la cabeza femoral, por lo que abraza el cuello e impide la salida de la cabeza del acetábulo. La disposición de este ligamento constituye un factor de seguridad, ya que aplica la cabeza femoral a la cavidad cotiloidea e impide su

salida. Vallois.

Ligamento ilio-femoral :

Llamado también ligamento en "Y" o de Bertin, Figura 47, descrito por Bigelow (1869), refuerza la cara anterior de la articulación siendo el más grueso -14 mm para Pérez Casas, 8 a 10 mm para Rouvière y potente de todo el organismo; desde su origen en la región vecina a la espina ilíaca anterior inferior se despliega por debajo del tendón del músculo recto anterior y se dirige hacia abajo abriéndose en abanico, insertándose en toda la longitud de la línea intertrocantérica. Forma una lámina triangular, su base inferior, que corresponde a la línea intertrocantérica y el vértice superior corresponde a la espina ilíaca anterior inferior. Esta lámina no es uniformemente robusta, sino que sus bordes están más engrosados que el área central del triángulo, diferenciándose a modo de dos fascículos que señalan la imagen de "V" o "Y" invertidas, descrita por Bigelow.

El fascículo externo, es decir el borde súpero externo, corresponde al ligamento ilio pretrocantéreo, que sigue la dirección del eje cervical, fijándose en el tubérculo pretrocantéreo, en el límite externo y proximal de la línea intertrocantérica; se encuentra reforzado por el ligamento iliotendinotrocantéreo, formado por la fusión del tendón recurrente del recto anterior y una lámina fibrosa que na-

ce de la ceja cotiloidea . El fascículo interno, ligamento iliopretrocantíneo, desde el origen común, se dirige al tubérculo pretrocantíneo, insertándose en el extremo medial de la línea intertrocantérea, y llevando sus fibras una dirección casi vertical. Rouvière.

El fascículo lateral es el ligamento más potente ya que por sí mismo, con un grosor de 8 a 10 mm, resiste pesos de hasta 250 kg, mientras que el fascículo interno solo soporta unos 100 kg. Kapandji (1977). En conjunto la resistencia del ligamento de Bertin equivale a las 7 décimas partes de la resistencia total de los ligamentos articulares, Pérez Casas.

El ligamento iliofemoral frena la retroversión de la cadera e impide la caída del cuerpo hacia atrás durante la deambulación. En la posición anatómica se encuentra prácticamente en el límite de su distensión máxima permitiendo solo una pequeña retroversión a la cadera. Orts Llorca considera que, en la posición de bipedestación cómoda o relajada, es este ligamento el que evita la báscula de la pelvis hacia atrás por sí mismo, sin necesidad de contracciones musculares que le ayuden. Limita, así mismo, la adducción y rotación externa, actuando también como limitador de la caída de la pelvis hacia el lado opuesto.

Ligamento pubofemoral:

Proximalmente se inserta en la rama horizontal del pu-

bis en la porción anterior de la eminencia iliopectínea y en el labio anterior del canal subpubiano, donde sus fibras se entrecruzan con la inserción del músculo pectíneo, distalmente se inserta en la fosita pretrocantínea, en el extremo medial de la línea intertrocantérea, sus fibras llevan una dirección oblicua hacia abajo y afuera, encontrándose en ángulo agudo con el fascículo iliopretrocantíneo, y formando con la "V" del ligamento iliofemoral el ligamento en "N" de Welcker. Orts Llorca.

Refuerza la cara ántero interna de la cápsula con una resistencia a la tracción de 70 kg, entre este ligamento y el fascículo iliofemoral se delimita una porción capsular adelgazada, que se relaciona con una bolsa serosa que la separa del tendón del músculo psoas ilíaco, aunque en ocasiones la cápsula puede estar perforada comunicando la sinovial articular con la citada bolsa.

Por su dirección limita la abducción del muslo, en máxima abducción, la cabeza femoral sobrepasa la cavidad cotiloidea y viene a ponerse en contacto con el ligamento pubofemoral.

Ligamento isquiofemoral:

Situado en la cara posterior de la cápsula, se origina en la parte posterior de la ceja y rodete cotiloideos, y en el canal subcotiloideo, y se dirige hacia afuera cruzando la cara posterior del cuello a la que parece enrollarse. Su

inserción distal es variada: unas fibras se confunden con las circulares de la cápsula, o ligamento orbicular; otras, las más numerosas, lo hacen en la parte anterior y superior de la cara interna del trocánter mayor por delante de la fosita digital, donde termina el tendón del músculo obturador externo que se desliza por una corredera que delimita la inserción capsular; las restantes se insertan en el tubérculo pretrocantéreo, confundiéndose con la porción lateral del ligamento iliofemoral y con el tendón del músculo piramidal de la pelvis.

El ligamento isquiofemoral aparece pues como enrollado de atrás hacia adelante por encima del cuello femoral; por lo que se relaja con la anteversión y rotación externa de la cadera, y se tensa con la retroversión y la rotación interna.

Ligamento redondo:

El ligamento redondo o ligamento teres, es una formación fibrosa situada dentro de la cavidad articular. Va desde la cavidad cotiloidea a la fosita digital de la cabeza femoral. Es constante en el hombre faltando en el desarrollo filogénico en algunas especies.

Morfológicamente se trata de un ligamento que presenta bastantes variaciones individuales en forma y tamaño, habitualmente se trata de una cintilla aplanada y fibrosa de unos 3 cm de longitud, localizada y plegada en el transfon-

do del acetábulo; se inserta por el lado acetabular en el surco subcotiloideo y desde ahí atraviesa bajo el ligamento transverso para dirigirse a la fosita digital de la cabeza femoral.

En su inserción se pueden reconocer tres orígenes: la parte anterior pubiana que se inserta en la escotadura misma, por detrás del cuerno anterior de la facies lunata; la parte media más delgada que se inserta en el borde superior del ligamento transverso; y la parte posterior que alcanza el canal subcotiloideo.

Da algunas fibras para el transfondo del acetábulo que está ocupado por un tejido graso denominado pulvinar cuya función parece la de amortiguador de las presiones que se transmiten hacia la cavidad cotiloidea.

Por su trayectoria tiene una cara cóncava que se amolda a la cabeza femoral y otra convexa que entra en contacto con el transfondo y la grasa que lo rellena, está recubierto por la membrana sinovial; la sinovial adopta en algunos casos una disposición como en tienda de campaña, siendo su vértice el perímetro de inserción del ligamento redondo en la cabeza femoral y su base el perímetro de la fosa acetabular, quedando en estos casos el ligamento excluido de la cavidad articular propiamente dicha; su resistencia mecánica llega a 45 kg; su función es discutida, Sappey (1869) lo considera como simplemente un ligamento

porta-vasos, Tillaux (1892) aunque él considera que su función es detener la cabeza y evitar que los esfuerzos transmitidos a través del fémur incidan sobre la parte más débil de la cavidad acetabular. El hecho de que su movilidad posible, dentro del transfondo de la cavidad acetabular, esté limitada por el perímetro de la misma Orts Llorca indica que no entra en contacto con la facies lunata nos hace pensar que el estudio de dicho perímetro puede en el hueso coxal aislado indicarnos la movilidad que en los arcos respectivos de movimiento poseía la cadera correspondiente; de acuerdo con Gilis y Poirier limitaría algunos movimientos, siendo su acción, no sólo mecánica, sino refleja, ya que su inervación le presta terminaciones mecanoreceptoras capaces de actuar sobre la musculatura de la cadera, como demostró experimentalmente Dee en 1969.

En su espesor discurren vasos y nervios que van a parar a la cabeza femoral como veremos al estudiar la vascularización.

Membrana sinovial: la sinovial recubre la cara interna de la cápsula fijándose a lo largo de sus inserciones hasta los contornos de los extremos óseos articulares. Puede presentar comunicaciones por delante con la bolsa serosa de deslizamiento del músculo psoas ilíaco. En el cuello se refleja para cubrir toda la porción intraarticular del mismo, deteniéndose en el borde del cartílago ar-

ticular de la cabeza, donde presenta los pliegues debidos a los frenula capsulae; a nivel del coxal recubre la cara externa del rodete cotiloideo, incluída su parte libre que cierra la escotadura isquiopubiana, es decir, el ligamento transverso del acetábulo.

Cathcart (1973) estudia 45 cabezas femorales de cadáveres recientes y demuestra que la cabeza femoral recubierta de cartílago no es esférica. Cita a Aeby (1863) y Walmsley (1915) que ya hicieron notar esta circunstancia. Aunque sin citar a Malgaigne que llamó a la cabeza un esferoides haciendo notar esta circunstancia de la falta de esfericidad perfecta de la cabeza.

SUPERFICIES ARTICULARES.

En la cavidad acetabular, Figura 49, el rodete cotiloideo regulariza el borde óseo libre del acetábulo a nivel de las escotaduras iliopubiana e ílioisquiática y salta sobre la profunda escotadura isquiopubiana formando el ligamento transverso del acetábulo; de sección triangular, su altura sobre el borde óseo en que se inserta es variable, de 5 a 6 mm llegando a 10 a 12 mm en su máxima cota a nivel de la escotadura isquio pubiana. Para Rouvière tendría una altura de 6 a 10 mm. Su base se fija firmemente sobre el borde óseo, su cara articular se continúa exactamente la superficie articular, abrazando la cabeza femoral, de ma-

nera que el perímetro de su borde libre es menor que el de su base.

La facies lunata, Figura 49, ya descrita en el hueso coxal, está recubierta de cartílago hialino cuyo grosor varía de la periferia al fondo entre 3 mm a 0,5 ó 0,9 mm, respectivamente. Para Bouchet (1979), dicho espesor sería entre 3 y 1 mm. Rodea el trasfondo de la cavidad cotiloidea ocupado en fresco por el ligamento redondo y el pulvinar acetabuli, que actúa como amortiguador de presión intracetabular, y cuando ésta aumenta forma hernia en el agujero isquion pubiano que desaparece al disminuir la misma.

La cabeza femoral, Figura 50, está recubierta así mismo de cartílago hialino, excepto en la fosita del ligamento redondo, el espesor del recubrimiento cartilaginoso es variable, siendo mínimo en la periferia 1 mm y el centro 1,9, y máximo por debajo y delante de la porción media de la cabeza 2,5 mm. Para Pérez Casas dichos espesores serían de 1 a 2 mm y de 2 a 4 mm respectivamente.

El revestimiento alcanza no sólo la superficie de la cabeza sino por delante a la carilla de Bertaux (1889), existiendo a veces una separación visible entre ambos. Lammare (1968) miden la porción de cabeza femoral recubierta de superficie articular. Para realizar el cálculo comparan la flecha que define el plano subcapital con el diámetro completo de la cabeza, encontrando en 34 casos, el 68%

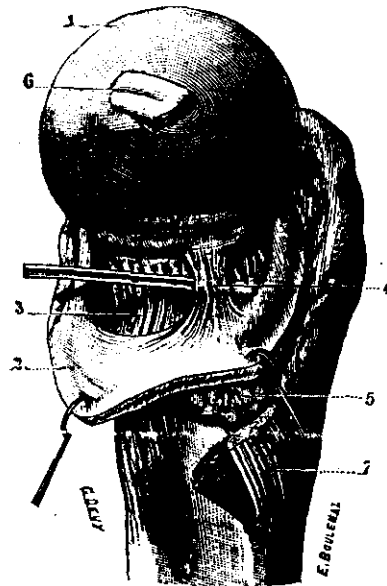


FIGURA 50

Cabeza de fémur, lado derecho.

1.-Cabeza de fémur. 2.-Cápsula articular evertida. 3.-Frénula capsulae. 4.-Repliegue pectíneo foveal de Amantini. 5.-Paquete adiposo con la arteria que corre por el repliegue. 6.-Ligamento redondo. 7.-Tendón del músculo psoas ilíaco.

Tomado de Testut. Tratado de anatomía humana. Tomo 1. pág. 693. Salvat Editores. Barcelona, 1932.

que es $\frac{2}{3}$ del diámetro, en 15 casos (30%) $\frac{3}{4}$ y en 1 caso (2%) los 52/100.

Malgaigne al estudiar las dimensiones del fémur da para la cabeza un diámetro de 55 mm como término medio.

3-3-1 MUSCULOS DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL

Los músculos responsables del movimiento de la articulación coxofemoral son muy numerosos. Topográficamente se hallan situados desde la duodécima vértebra dorsal hasta la extremidad superior de la tibia y el peroné, localización, respectivamente, del origen más alto del músculo psoas ilíaco, y de los tendones de los músculos cuádriceps, bíceps, semimembranoso, semitendinoso, recto interno y sartorio.

Para su estudio en los tratados clásicos hay que revisar distintos capítulos: Testut (1932), describe el psoas ilíaco dentro de la musculatura del abdomen, región posterior o lumbo ilíaca, y el resto dentro del capítulo de los músculos del miembro inferior, en los artículos 1º Músculos de la pelvis y 2º Músculos del muslo.

Más recientemente, Orts Llorca los separa en dos grandes grupos: músculos de la cintura pelviana o de la cadera y nalgas, cuyo carácter común constante es su inserción en el fémur, incluyendo como excepción el recto interno por

potenciar los abductores, clasificándolos en músculos dorsales y ventrales. Y músculos del muslo caracterizados por su inserción en los huesos de la pierna, asimismo clasificados en dorsales y ventrales.

Describiremos estos músculos deteniéndonos especialmente en sus inserciones y su acción siguiendo la clasificación de Orts Llorca:

Músculos dorsales.- Origen en el ilíaco o esqueleto dorsal.

Grupo anterior: Psoas mayor. Ilíaco. Pectíneo.

Grupo posterior: Piramidal de la pelvis. Glúteos menor, mediano y mayor. Tensor de la fascia lata.

Músculos ventrales.- Origen en isquion o pubis, esqueleto ventral.

Obturador interno. Géminos. Cuadrado crural. Obturador externo. Aductor mayor. Aductor menor. Aductor mediano. Recto interno. Recto anterior y sartorio.

MUSCULO ILIOPSOAS.

Está constituido por dos porciones, el psoas mayor y el ilíaco, distintos hacia arriba se reunen hacia abajo tomando inserción común en el fémur.

Tiene fascículos de origen superficiales y profundos. Los superficiales nacen en los discos intervertebrales que separan las vértebras duodécima dorsal hasta la quinta lum-

bar, y en los cordones tendinosos que a modo de arcos unen los discos de las vértebras lumbares primera a cuarta. Los fascículos profundos se originan en la cara anterior y borde inferior de la duodécima costilla y en las apófisis costiformes de las cuatro primeras vértebras lumbares. Desde este origen el músculo se dirige hacia abajo, delante y afuera; saliendo de la pelvis por el borde anterior del coxal. Se inserta en la cara posterior del trocánter menor mediante un fuerte tendón que aparece en su cara posterior dentro de la pelvis; la zona de contacto con el borde del coxal es tendinosa, desarrollándose entre ambas estructuras una bolsa serosa amplia.

La porción ilíaca se origina en los dos tercios superiores de la fosa ilíaca interna, en el labio interno de la cresta ilíaca, en la cara posterior del ligamento iliolumbar y en la parte vecina de la base del sacro, así como en la parte interna de las espinas ilíacas ántero superior y ántero inferior y, finalmente en la cara exterior de la cápsula articular de la cadera. Desde ahí sale de la pelvis, por fuera del músculo psoas, insertándose en la parte externa de su tendón, pudiendo llegar sus fibras mas externas directamente al fémur, en cuyo caso se insertan por debajo del trocánter menor.

Está inervado por el nervio crural y nervios lumbares segundo, tercero y cuarto.

Acción: Es el principal músculo anteverdor o flexor del muslo, y dada su longitud, su capacidad de acortamiento es muy importante; además su brazo de palanca permite que actúe con una potencia que es 250 veces mayor que la del m. recto anterior.

MUSCULO PECTINEO.

Se origina por fibras tendinosas cortas en la cresta pectínea, y en la superficie ósea colocada delante de dicha cresta, en la parte anterior del ligamento pubo femoral y en la parte profunda de la fascia que lo recubre. Desde este origen sus fibras se dirigen hacia abajo, afuera y atrás, contorneando el cuello femoral, y llegando a su inserción, en la línea media de la trifurcación de la línea áspera del fémur, línea pectínea, por debajo del trocánter menor.

La inervación es doble: una, constante, mediante una rama del nervio crural; la otra, inconstante, por una rama del nervio obturador.

Acción. Es anteverdor, rotador externo y adductor. Su acción anteverdora es suficientemente intensa para levantar el muslo y colocarlo sobre el del lado opuesto.

MUSCULO PIRAMIDAL.

Se origina por fascículos en la cara anterior del

sacro a nivel de la segunda, tercera y cuarta vértebras, respetando los respectivos agujeros sacros, y en la cápsula de la articulación sacro ilíaca, parte vecina del ilíaco y cara anterior del ligamento sacro ciático mayor. Sus fibras se dirigen hacia fuera y abajo por la escotadura ciática del coxal, Figura 51, y se insertan en la parte media del borde superior del trocánter mayor.

Es inervado por una o dos ramas que proceden del plexo sacro penetrando por la cara anterior del músculo.

Acción: El músculo piramidal es rotador externo, abductor y retroversor, o extensor del muslo.

MUSCULO GLUTEO MENOR.

En forma de abanico, Figura 51, se origina en la cara externa del ilíaco, por delante y debajo de la línea semi-circular anterior, alcanzando la línea glútea inferior. Desde ahí sus fibras convergen siendo oblicuas hacia atrás las anteriores, hacia delante las posteriores y hacia afuera y abajo las medias. Se inserta en un tendón extenso que va desde el borde anterior del trocánter mayor, en su parte superior, hasta la cara externa del mismo.

Es inervado por el nervio glúteo superior por su cara superficial por donde éste transcurre.

Acción: Es abductor siendo su porción media la que más potencia abductora tiene; los haces anteriores tienen ade-

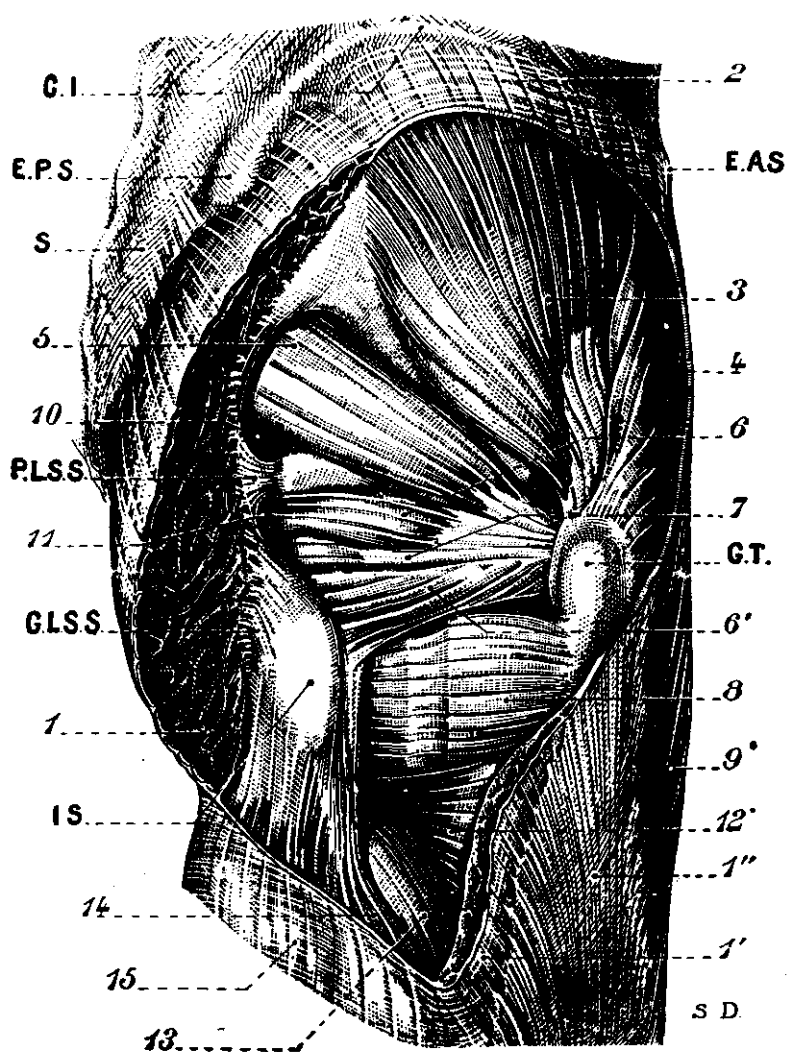


FIGURA 51

Músculos de la nalga. 1.-Glúteo mayor seccionado. 3.-G. mediano. 4.-G. menor. 5.-Piramidal 6.-Gémino sup. 6'. Gémino inf. 7.-Obturador in-terno. 8.-Cuadrado crural. IS.-Isquion. CI.-Cresta ilíaca. EAS y EPS.-Espina ilíaca anterior sup. y posterior sup. GT.-Trocánter mayor. PLSS.-Ligamento sacro ciático menor. GLSS.-Ligamento sacro ciático mayor. Tomado de Tes-tut. Tratado de anatomía humana. Tomo 1. pág. 1135. 8ª ed. Salvat Editores, Barcelona, 1932.

más acción anteversora y rotadora interna y los posteriores la inversa. Es el músculo rotador interno más potente de la extremidad inferior. Es de gran importancia para la marcha, Walmsley (1915) decía que el glúteo mínimo envuelve la articulación de la cadera por arriba, por delante y por detrás, de forma que no hay movimiento en el que no participe.

MUSCULO GLUTEO MEDIANO.

Más voluminoso que el anterior tiene una disposición similar, originándose en la cara externa del hueso ilíaco situada entre las líneas semicirculares anterior y posterior, en el labio externo de la cresta ilíaca, en la parte externa de las espinas ilíacas anteriores y la escotadura que las separa, y en la parte superior de la fascia que lo cubre.

Desde su origen sus fibras convergen sobre un tendón que se inserta en la cara externa del trocánter mayor donde produce una huella claramente visible su inserción.

Está inervado por ramos que le alcanzan por su cara interna desde el nervio glúteo superior.

Acción: Es abductor, pero su acción de retroversión y rotación externa es mas importante que la del anterior, ya que las fibras que se originan por detrás del centro de rotación de la cadera, son más numerosas que las que lo

hacen por delante. Es de gran importancia para la marcha normal actuando sinérgicamente con el glúteo menor y estabilizando la pelvis para permitir el balanceo del miembro contralateral en la marcha.

MUSCULO GLUTEO MAYOR.

El músculo glúteo mayor, Figura 52, es el más voluminoso de la cadera. Los orígenes óseos tienen lugar en la cara externa del ilíaco, situada por detrás de la línea semicircular posterior y también en el labio externo de la cresta ilíaca, que corresponde a esta zona. Los orígenes aponeuróticos se realizan por medio de la aponeurosis lumbar en la cresta del sacro y del cóccix en toda su extensión. Los orígenes ligamentosos se realizan en la cara posterior de los ligamentos sacroilíaco y sacrociático mayor y en la cara profunda de la aponeurosis del glúteo medio en su parte más posterior. Desde estos orígenes presenta sus fibras oblicuas hacia abajo y a fuera, y se continúa con un ancha lámina aponeurótica mediante la cual realiza su inserción de tal forma que: los dos tercios inferiores de la misma, se fijan directamente al fémur en la línea de trifurcación externa, donde existe una tuberosidad denominada tuberosidad glútea; el tercio superior se confunde con la fascia del muslo contribuyendo, junto con la del m. glúteo mediano y m. tensor de la fascia lata, a

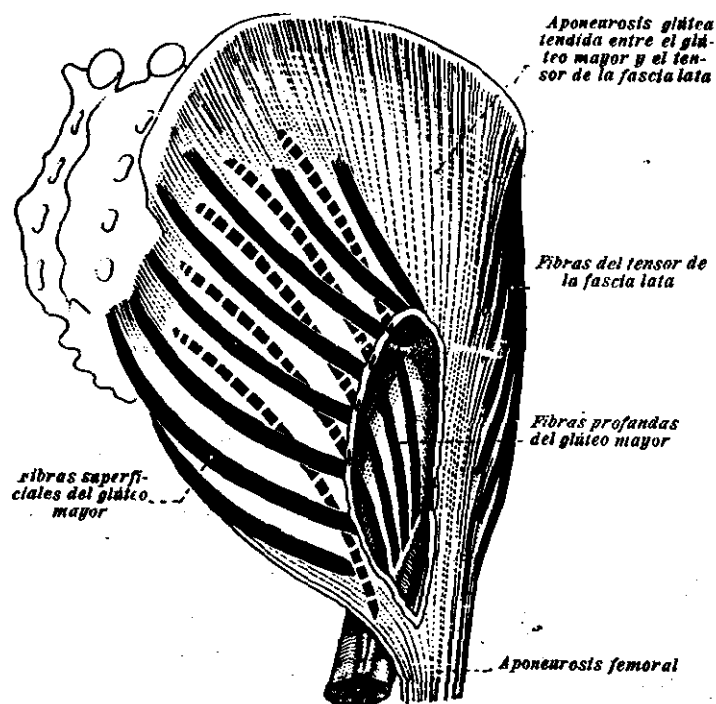


FIGURA 52

Constitución esquemática del glúteo mayor y del músculo tensor de la fascia lata.

Tomado de Testut. Tratado de anatomía humana. Tomo 1. pág. 1132. 8ª ed. Salvat Editores, Barcelona, 1932.

formar la cinta Maissiat, y alcanzando, por medio de ella, la tuberosidad de la tibia.

Está inervado por el nervio glúteo inferior.

Acción: Es un extensor de la cadera. En la estación normal, así como en la marcha sobre plano horizontal, prácticamente no actúa; pero cuando es preciso subir una escalera, o se camina por el plano inclinado, entra en acción para impedir que la pelvis y el tronco caigan hacia adelante; además de la acción extensora el glúteo mayor es rotador externo y, junto con el tensor de la fascia lata, actuando sinérgicamente, tiene acción abductora.

MUSCULO TENSOR DE LA FASCIA LATA.

Este músculo alcanza con su inserción el esqueleto de la pierna; se deriva del mismo esbozo embrionario que el glúteo mediano.

Se origina por fibras tendinosas en la espina ilíaca anterior superior, donde es difícil separarlo del m. glúteo mediano, en la escotadura interespinosa y en la fascia que lo cubre. Transcurre casi verticalmente y se inserta en la fascia lata, en el tercio proximal del muslo, Figura 53, formando un engrosamiento llamado tractus iliotibialis, a través del cual alcanza: la tuberosidad externa de la tibia.

Está inervado por el nervio glúteo superior.

Acción: Es anteverSOR y abductor del muslo. Su acción anteverSORa es sinérgica con la del m. psoasiliáco, y la abductora es sinérgica con el m. glúteo mayor, formando entre ambos el llamado deltoides de Farabeuf de la extremidad inferior. Sobre la rodilla, es flexor cuando está flexionada, y contribuye a fijarla en extensión cuando esta es completa.

MUSCULOS OBTURADOR INTERNO Y GEMINOS.

Derivados de una masa común, el músculo obturador interno se origina en el reborde interno del agujero obturador; por encima, entre dicho reborde y la línea innominada, y en la cara interna de la membrana obturatriz; con forma de abanico su fibras convergen desde este origen hacia el agujero sacro-ciático menor, Figura 53, se refleja en el borde posterior del isquion formando un ángulo agudo y va a insertarse en la parte más alta de la cavidad digital del trocánter mayor por encima del obturador externo. Los músculos géminos que constituyen la parte extrapelviana del músculo, se originan: en la cara externa y borde inferior de la espina ciática el superior, y en la parte alta de la tuberosidad del isquion el inferior.

Están inervados por tres ramitas nerviosas diferentes procedentes del plexo sacro.

Acción: Es un músculo que tiene una acción potente ro-

tadora externa favorecida por su longitud. Tiene también una acción abductora.

MUSCULO CUADRADO CRURAL.

Se origina en la parte póstero externa de la tuberosidad isquiática, se dirige transversalmente hacia su inserción en el fémur, por fuera de la cresta intertrocantérica, en una línea casi vertical que se continúa con el borde posterior del trocánter mayor.

Inervado por una rama del plexo sacro, común a la destinada al m. gémino inferior.

Acción: Rotador externo.

MUSCULO OBTURADOR EXTERNO.

Cubre por fuera el agujero obturador, originándose en su periferia, rama ascendente del isquion, rama descendente del pubis y cuerpo del pubis.

Dispuesto en abanico, sus fibras convergen rodeando por debajo de delante hacia atrás la articulación de la cadera y terminando en un tendón que alcanza la fosita digital del trocánter mayor en su fondo.

Está inervado por ramitos del nervio obturador, cuya rama posterior profunda lo atraviesa.

Acción: Su acción es de rotador externo.

MUSCULOS ADUCTORES.

Dentro de los músculos aductores que se extienden desde la pelvis a la línea áspera del fémur se estudia el músculo recto interno por su significación funcional.

Rouvière (1971), siguiendo a Cruveilhier (1835), incluye en este grupo al músculo pectíneo.

MUSCULO ADUCTOR MAYOR.

Es el más potente de los aductores, nace de los 2/3 posteriores de la rama isquiopubiana, cara externa, y vértice de la tuberosidad isquiática.

Se divide en 3 fascículos para Testut, Figura 54, superior medio e inferior; y dos para Rouvière, la porción externa que describe está dividida en dos haces: superior y medio, correspondientes a los fascículos superior y medio que describe Testut.

La parte superior, aductor mínimo para Orts Llorca, se origina en el tercio medio de la rama isquiopubiana y se dirige hacia abajo y afuera para insertarse en el tercio proximal de la línea áspera, rama externa de la trifurcación de la misma, en su labio medial.

El haz medio, o fascículo medio se origina entre los fascículos inferior y superior, en la rama isquiopubiana y cara externa del isquion, desde ahí corre hasta su inserción en la línea áspera, intersticio de la misma, tercio

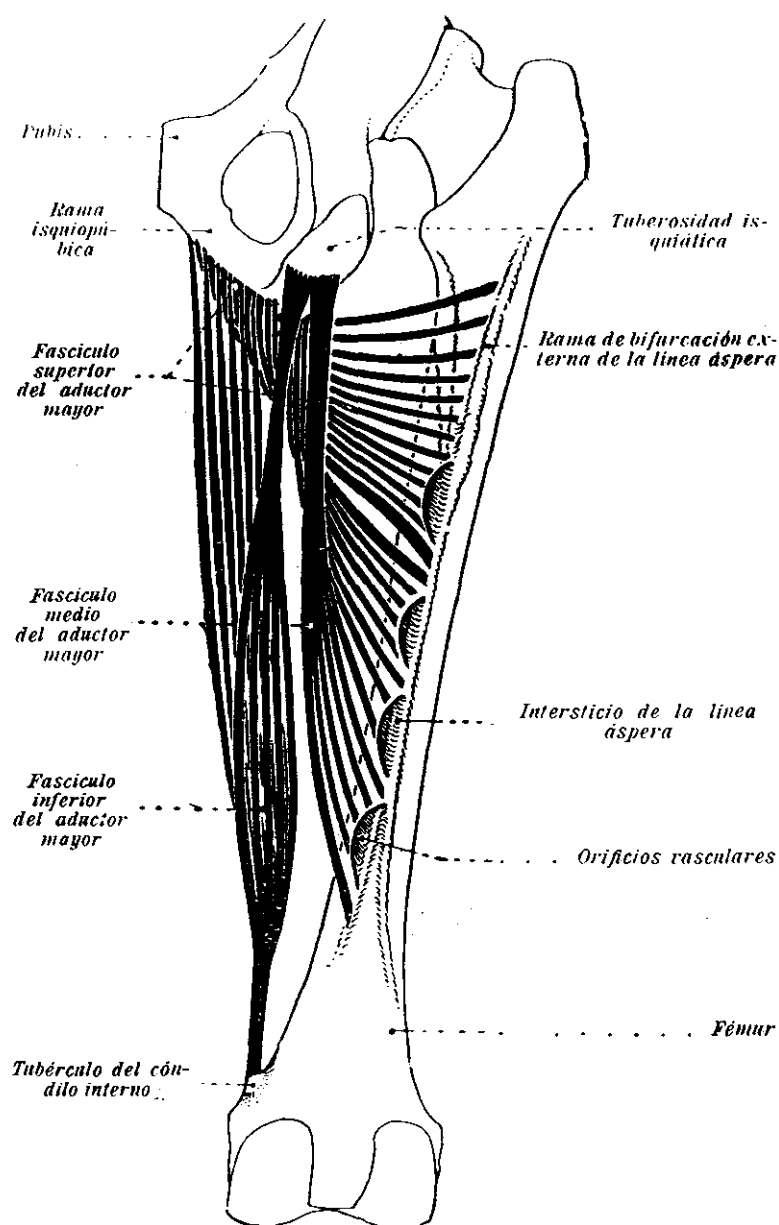


FIGURA 54

Constitución esquemática del aductor mayor.

La porción interna o haz inferior termina en el tubérculo del aductor mayor por encima del cóndilo interno. porciones para Rouvière, interna y externa.

Tomado de Testut. Tratado de anatomía humana. Tomo 1.
8ª ed. Salvat Editores, Barcelona, 1932.

medio y más distalmente en la rama interna de la bifurcación, de manera que la fibras de origen más medial se insertan más proximalmente y las más laterales se insertan más distalmente.

La inserción se realiza mediante una lámina tendinosa que deja intersticios libres en la líneas áspera. Figura 54.

Entre la inserción en el tubérculo del aductor mayor y la parte más distal de la inserción del fascículo medio se sitúa el anillo del aductor mayor por el que pasan los vasos femorales a la cara posterior de la rodilla.

Está inervado por una rama del nervio obturador para las porciones que se insertan en la línea áspera; y otra, procedente del nervio ciático mayor, común a la destinada al músculo semimembranoso, para la proporción inferior, aunque los territorios de distribución son variables.

MUSCULO ADUCTOR MENOR.

Aplanado y grueso se sitúa delante del anterior. Se origina en la cara externa, mitad anterior de la rama isquiopubiana y entre los orígenes del m. obturador externo por fuera y el m. recto interno por dentro.

Va a insertarse en el tercio superior de la línea áspera, labio externo e intersticio de la rama media de la trifurcación.

Está inervado por dos filetes nerviosos procedentes del nervio obturador.

Acción: El músculo aductor mayor es un potente aductor, su inserción en la línea áspera le da una componente de rotación externa, compensada por la inserción condílea que es aductora pura.

Acción del aductor menor: Es aductor y rotador externo. Tiene una pequeña componente de anteversión.

MUSCULO ADUCTOR MEDIANO.

Mayor que el anterior se origina en el ángulo interno del pubis, entre la espina y la sínfisis, por debajo del músculo pectíneo. Desde ahí se dirige abajo y afuera hasta alcanzar su inserción por medio de una lámina aponeurótica en el tercio medio de la línea áspera, confundiéndose su inserción con la del músculo aductor mayor y m. vasto interno.

Es inervado por filetes nerviosos de la rama anterior del nervio obturador.

Acción: Su acción, como la del anterior es aductora y rotadora externa, teniendo así mismo, una ligera componente anteversora.

MUSCULO RECTO INTERNO.

Derivado del esbozo común a los aductores, este múscu-

lo alcanza con su inserción el esqueleto de la pierna. Se origina en el ángulo del pubis, al lado de la sínfisis y en el borde inferior, labio externo, de la rama isquiopubiana. Desciende casi verticalmente formando un vientre muscular, confluyendo en un tendón largo que alcanza la tibia, contribuyendo a formar la pata de ganso profunda, cubierto por el sartorio y por delante del tendón del músculo semitendinoso.

Está inervado por una rama del nervio obturador.

Acción: Su acción es aductora si la rodilla está en extensión, pero con la rodilla en flexión se manifiesta su acción flexora de la cadera.

MUSCULO RECTO ANTERIOR.

Es la porción superficial del músculo cuádriceps y la única biarticular, por lo que nos interesa su estudio; se origina en el hueso ilíaco por dos tendones robustos llamados directo y reflejo; el directo se fija en la espina ilíaca anteroinferior, y el reflejo se incurva hacia arriba y atrás fijándose en el canal supracotiloideo. Este último puede dar expansiones hacia la cápsula articular en su parte superior.

Va a insertarse, junto con el resto de los músculos que integran el cuádriceps, es decir el vasto externo, vasto interno y crural, en la rótula a través del complejo

aparato extensor de la rodilla.

Inervado por el nervio crural.

Acción: Anteverdor del muslo, siendo más eficaz cuando la rodilla está flexionada.

MUSCULO SARTORIO.

Es un músculo largo, biarticular, que no toma ninguna inserción en el fémur. Su origen se realiza por un tendón corto en la espina ilíaca anterior superior, por debajo del m. tensor de la fascia lata, así como en la escotadura existente entre ambas espinas ilíacas anteriores. Cruzando el muslo termina en la rodilla, mediante una expansión aponeurótica, que alcanza la tibia por delante de su tuberosidad, y formando con los tendones de los músculos recto interno y semitendinoso la llamada pata de ganso, cuya parte superficial constituye.

La inervación se realiza mediante una rama del nervio femorocutáneo.

Acción: Su acción sobre la cadera es flexora siendo agonista del psoas ilíaco y del recto anterior.

MUSCULO BICEPS FEMORAL.

Como su nombre indica el biceps femoral tiene un doble origen, la porción larga que se origina en la tuberosidad isquiática y termina por una inserción tendinosa en la ca-

beza del peroné, salta por tanto la articulación de la cadera y la de la rodilla. La corta no actúa sobre la cadera.

Está inervada por el nervio ciático poplíteo interno, esta inervación es diferente a la que corresponde a la porción corta, lo que indica su distinto origen filogenético.

Acción: Es extensor de la cadera, siendo agonista en esta función con el músculo glúteo mayor.

MUSCULO SEMIMEMBRANOSO.

Se origina, a través de una parte aponeurótica que supone el tercio proximal del mismo, de ahí su nombre, en la tuberosidad isquiática, por fuera de la porción larga del m. biceps femoral y por dentro del m. cuadrado crural, dirigiéndose vertical y distalmente, para terminar insertándose en un tendón robusto que se divide en tres tendones de inserción que divergen entre sí, y a cuyo conjunto se le da el nombre de pata de ganso profunda.

La inervación procede de la parte interna del nervio ciático, por una rama que sale del mismo en el tercio superior del muslo, generalmente por un tronco común del que salen ramas para el m. aductor mayor, porción larga del m. biceps y para el m. semitendinoso.

Acción: Sobre la cadera tiene la misma acción que el

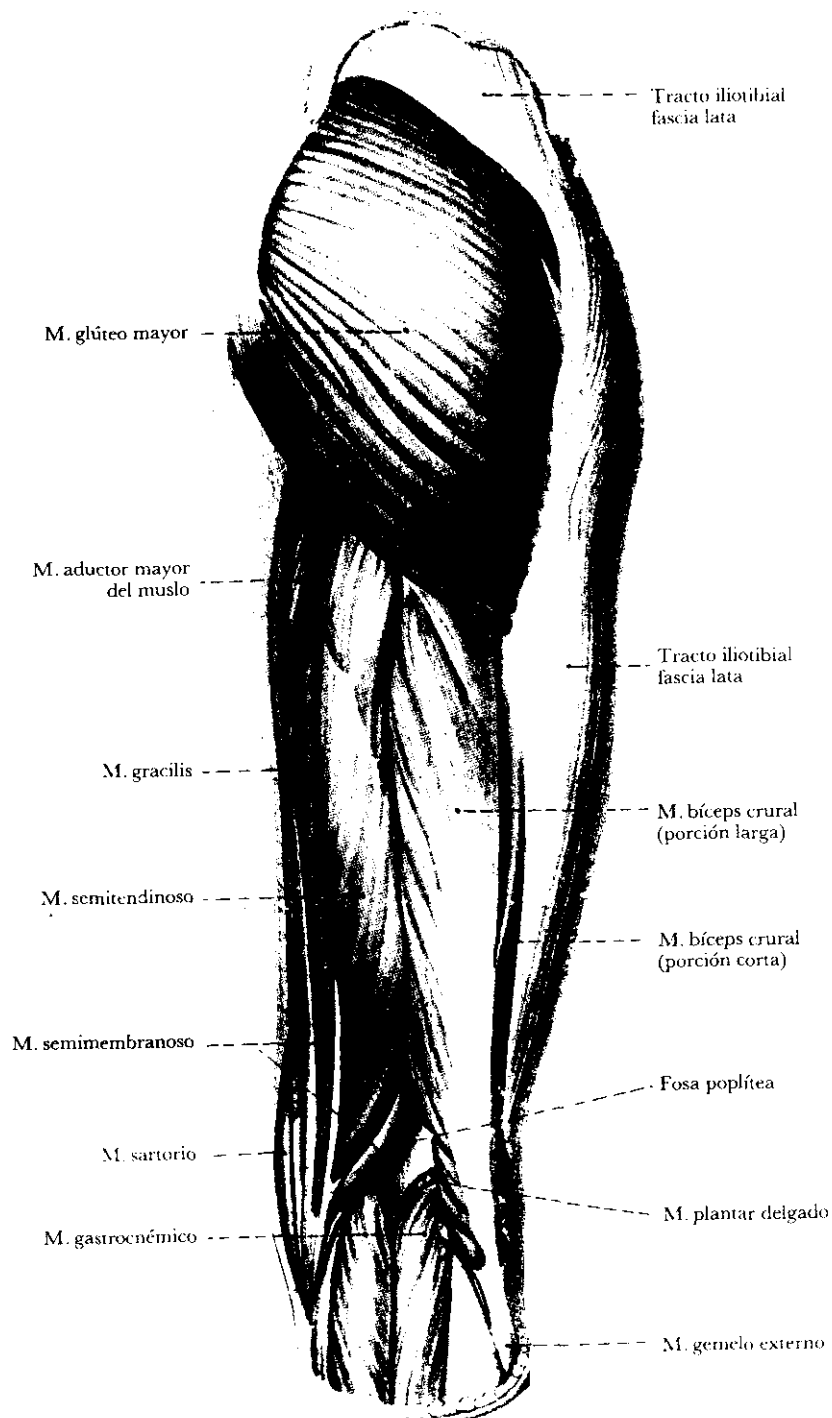


FIGURA 55

Músculos de la nalga y cara posterior del muslo.
 Tomada de Wolf Heideguer; Atlas der Systematischen Anatomie
 des Menschen. Vol. 1. Editorial Karger, Basilea, 1961.

m. semitendinoso y la porción larga del m. biceps: es retroversor.

MUSCULO SEMITENDINOSO.

Menos robusto que el anterior, su mitad inferior es tendinosa, el músculo se extiende desde su origen en el isquion hasta la tibia, saltando por tanto las articulaciones de la cadera y la rodilla. Se origina en el isquion, con un tendón común con la porción larga del biceps, inmediatamente por fuera de la inserción isquiática del ligamento sacrociático mayor; se inserta mediante su tendón, en la cara interna, parte proximal, de la diáfisis tibial; contribuyendo a formar la pata de ganso.

Su inervación se realiza por el nervio ciático, pars tibialis.

Acción: Es idéntica a la del m. semimembranoso, aunque es un músculo menos potente, es retroversor pélvico, y tiene importancia en el equilibrio del tronco al impedir la caída de la pelvis hacia delante, acción que realiza junto con el m. semimembranoso y la porción larga del m. biceps.

3-3-2 INERVACION

La inervación de la articulación de la cadera está a cargo de filetes nerviosos procedentes de los nervios que la rodean: el nervio ciático mayor por detrás, el nervio crural por delante y el nervio obturador por dentro.

El nervio ciático mayor, procedente del plexo lumbosacro, da un nervio para el músculo cuadrado crural y gémimo caudal que, al pasar por delante de este último, deja una ramita para el mismo y envía ramos sensitivos muy importantes a la articulación de la cadera, cápsula posterior; este nervio del cuadrado crural y gémimo caudal puede proceder directamente de las ramas del plexo sacro. Orts Llorca (1952) y Bouchet (1979) lo denominan nervio articular posterior.

El nervio obturador que nace por la reunión de los ramos ventrales de los nervios lumbares 2º, 3º y 4º, tras su salida por el canal subpubiano, sale dividido en dos ramas: superficial y profunda; da un ramo articular para la cadera

que sale de su rama profunda y, pasando por debajo del músculo pectíneo, alcanza la parte interna de la cápsula articular y el periostio de la parte posterior del fémur, Orts Llorca; Bouchet (1979) llama a esta rama el nervio articular anterior de la cadera, da tres ramas a su vez: un ramito para el rodete cotiloideo; otro, el nervio acetabular, que penetra en el acetábulo a través de la escotadura isquiopubiana, llegando al trasfondo de la cavidad cotiloidea y penetrando en el ligamento redondo; y, la tercera, para la cara anterior de la cápsula. Puede existir también una rama suprapubiana que se distribuye en la cápsula anterior. Cuando existe el nervio obturador accesorio suele dar también una rama articular. Orts Llorca.

El nervio crural o femoral, constituido principalmente por la reunión de las tres ramas dorsales de los nervios lumbares, a la altura del arco crural o un poco por debajo del mismo, da una rama para la articulación de la cadera, Orts Llorca.

3-3-3 VASCULARIZACION DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL

La vascularización de la articulación coxofemoral está asegurada por numerosos vasos que, procedentes de distintas arterias, se anastomosan frecuentemente entre sí.

La irrigación de la extremidad proximal del fémur depende de las arterias circunflejas, habitualmente ramas de la arteria femoral profunda, pueden nacer de la misma de forma independiente, o por un tronco común; otras veces pueden originarse en la arteria femoral común, ser dobles y, más rara vez, faltar siendo sustituidas por ramas de la arteria subcutánea abdominal, Testut (1932).

La arteria circunfleja externa o anterior desde su origen más común, la arteria femoral profunda, se dirige horizontalmente hacia afuera, pasando tras el músculo recto anterior, Figura 56, su rama ascendente penetra en las inserciones del músculo vasto externo, rodea la parte inferior del trocánter mayor y alcanza la fosa trocantérica, anastomosándose en sus ramas terminales con las arterias:

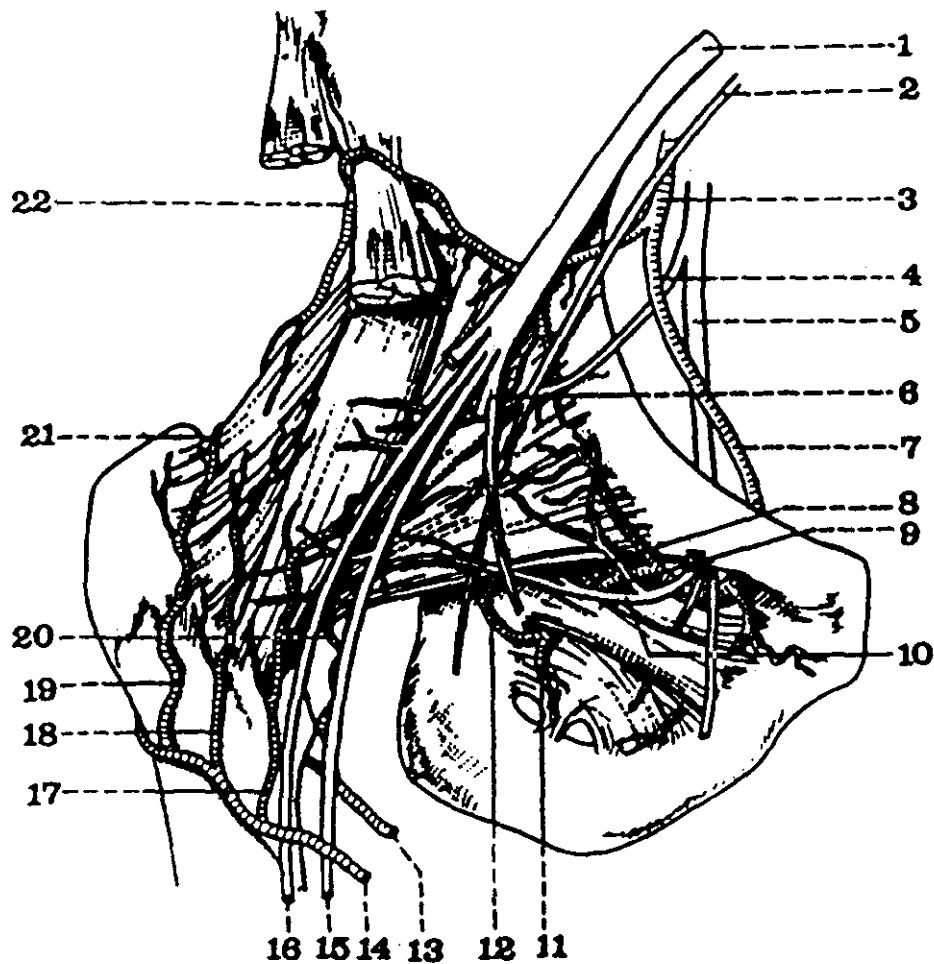


FIGURA 56

Vascularización de la cadera. Cara anterior. Tomado de Bouchet, Cuilleret, Anatomía Descriptiva, pág. 27, Ed. Panamericana, Buenos Aires 1979. 3 y 7.-Arteria obturatriz. 12.-Arteria acetabular. 13.-Arteria circunfleja posterior. 14.-Arteria circunfleja anterior. 17 y 18.-Arterias anteriores del cuello femoral. 19.-Arteria del trocánter mayor. 20.-Arteria inferior del cuello rama de la circunfleja posterior. 21.-Anastómosis de las arterias circunflejas. 22.-Arteria para el techo del acetábulo.

circunfleja interna o posterior, glútea, isquiática y primera perforante; y da ramas articulares y ósteo-periósticas. Testut.

La arteria circunfleja interna o posterior, Figura 57, se dirige hacia atrás y adentro en dirección al trocánter menor, cruzando el borde craneal del músculo pectíneo; y su rama profunda sigue al tendón del músculo obturador externo y rodea el cuello quirúrgico del fémur, llegando también a la fosa trocantérica donde se anastomosa con la otra arteria circunfleja. Irriga la cara dorsal del cuello femoral y la cápsula articular. Testut.

La arteria ilíaca interna o hipogástrica da ramas intrapélvicas parietales, de estas ramas la arteria ilio lumbar nace de su tronco posterior dando un ramo transversal o ilíaco que pasa tras el músculo psoas y penetra bajo la fascia del músculo ilíaco dando ramos superficiales que vascularizan al mismo, y se anastomosa con la arteria circunfleja ilíaca y con la arteria obturatriz por su ramo ascendente que riega el músculo ilíaco. Un ramo profundo que corre entre el músculo ilíaco y la fosa ilíaca interna del coxal irriga a dicho músculo y penetra en el hueso ilíaco.

De las ramas extra-pelvianas de la arteria ilíaca interna estudiaremos: la arteria obturatriz que, antes de salir de la pelvis, da un ramo ascendente para el músculo ilíaco, que se anastomosa con las ramas que para este múscu-

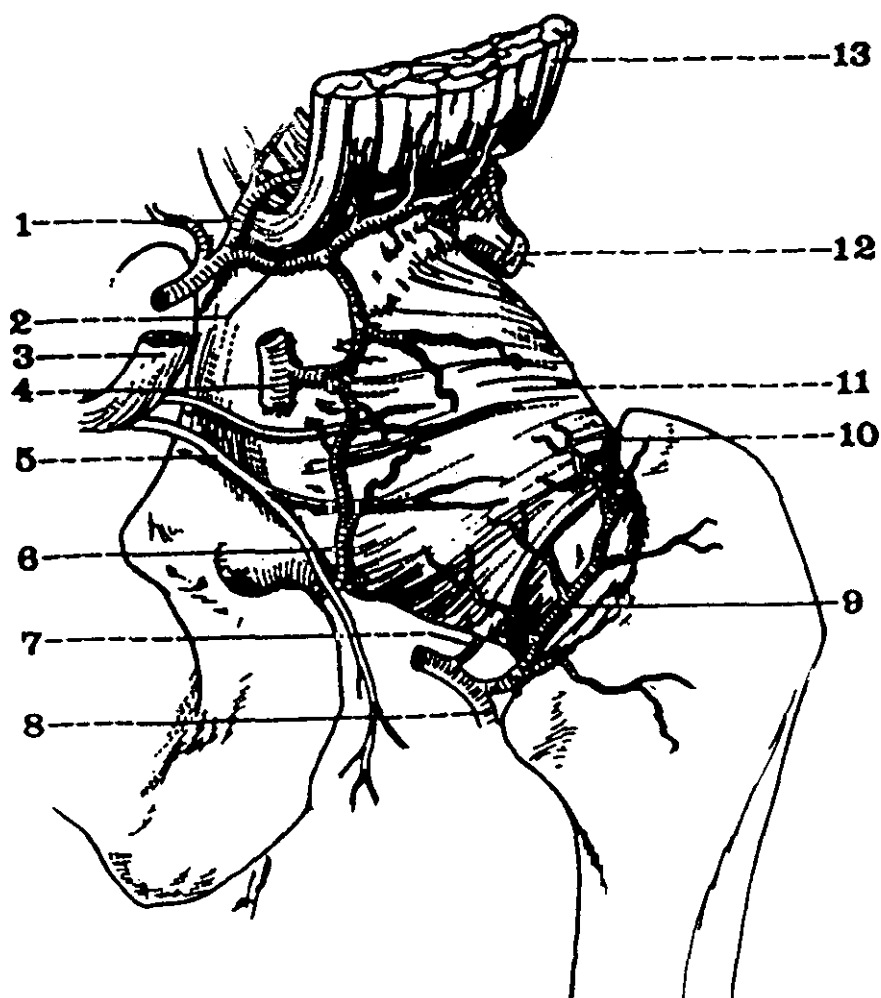


FIGURA 57

Vascularización de la cadera. Cara posterior. 1.- Rama profunda de la arteria glútea. 2.-Arteria del techo del cotilo. 3.-Arteria isquiática. 6.-Rama de la división posterior de la arteria obturatriz. 7.-Arteria inferior del cuello. 8.-Arteria circunfleja posterior. 9.-Rama trocantérica posterior. 10.-Anastómosis supracervical de las circunflejas. Tomado de Bouchet, Cuilleret, Anatomia Descriptiva, pág. 27, Ed. Panamericana, Buenos Aires 1979.

lo da la arteria iliolumbar que hemos estudiado; a su salida del agujero obturador por el conducto subpubiano da: una rama interna superficial que se distribuye por la musculatura y se anastomosa con la arteria circunfleja extrema o anterior; y, una rama externa profunda, que rodea el borde externo del agujero obturador cubierta por el músculo obturador externo y sigue el surco entre la tuberosidad isquiática y la articulación coxofemoral anastomosándose con la arteria glútea caudal. Esta rama externa da una rama articular muy importante para nosotros que alcanza la cabeza femoral a través del ligamento redondo, el ramo acetabular, a nivel de la escotadura isquiopubiana. Testut. Figura 58.

La arteria glútea sale por encima del músculo piramidal y se bifurca en dos ramas: una superficial que transcurre entre los músculos glúteos mayor y mediano; y otra profunda que se distribuye entre los músculos glúteo mediano y menor alcanzando al tensor de la fascia lata y que da ramas para la vascularización del hueso ilíaco, y se anastomosa con la arteria isquiática en la masa muscular del glúteo mayor.

La arteria isquiática, nacida del tronco anterior de la a. hipogástrica, sale por debajo del músculo piramidal: sus ramas posteriores se distribuyen por el músculo glúteo mayor, anastomosándose con la arteria glútea por sus ramas que da para este músculo; sus ramas descendentes se anasto-

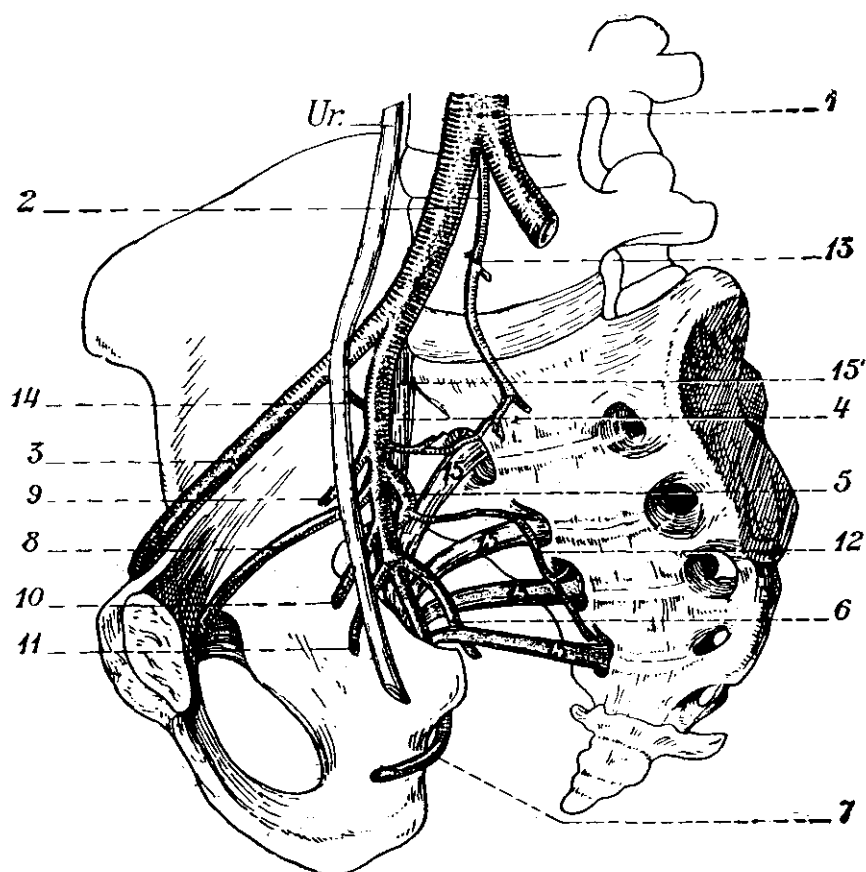


FIGURA 58

Vascularización de la articulación coxo femoral. Vista interna de la pelvis. Tomado de Testut, Tratado de Anatomía Humana, Salvat Editores, Barcelona 1932, 8ª edición. 1.-Arteria ilíaca primitiva. 2.-Arteria ilíaca externa. 3.-Arteria ilíaca interna. 4.-Arteria glútea. 5.-Arteria isquiática. 6.-Arteria iliolumbar. A.-Arteria ilíaca y sus ramas. Ur.-Uréter. 15.-Raíces sacras. 15'.-Tronco lumbo sacro.

mosan con la arteria circunfleja externa o posterior.

La arteria circunfleja ilíaca nace de la arteria ilíaca externa en su lado externo, inmediatamente antes de salir de la cavidad pelviana al muslo, y siguiendo el borde posterior del ligamento ilio pubiano o arco femoral, alcanza la espina ilíaca anterior superior, dando una rama transversal que, rodeando el labio anterior de la cresta ilíaca, emite ramas ascendentes para los músculos del abdomen y otras internas que descienden hacia el músculo ilíaco anastomosándose en su espesor con las procedentes de la arteria iliolumbar y de la arteria obturatriz. Testut.

Vascularización de la extremidad proximal del fémur.

Las arterias circunflejas proporcionan el aporte sanguíneo necesario al cuello y cabeza femorales, junto con el aporte complementario que facilita el ramo acetabular de la arteria obturatriz que, a través del ligamento redondo, alcanza la fóvea capitis.

La base del cuello del fémur a nivel de la inserción capsular, está rodeada de un anillo vascular, el anillo arterial extra-capsular del cuello femoral de Crock (1965), Figura 59, formado normalmente por la arteria circunfleja externa por delante y la arteria circunfleja interna por detrás; desde este anillo salen ramas que atraviesan la inserción capsular y ascienden a lo largo del cuello femoral, estas ramas ascendentes cervicales se disponen de forma más

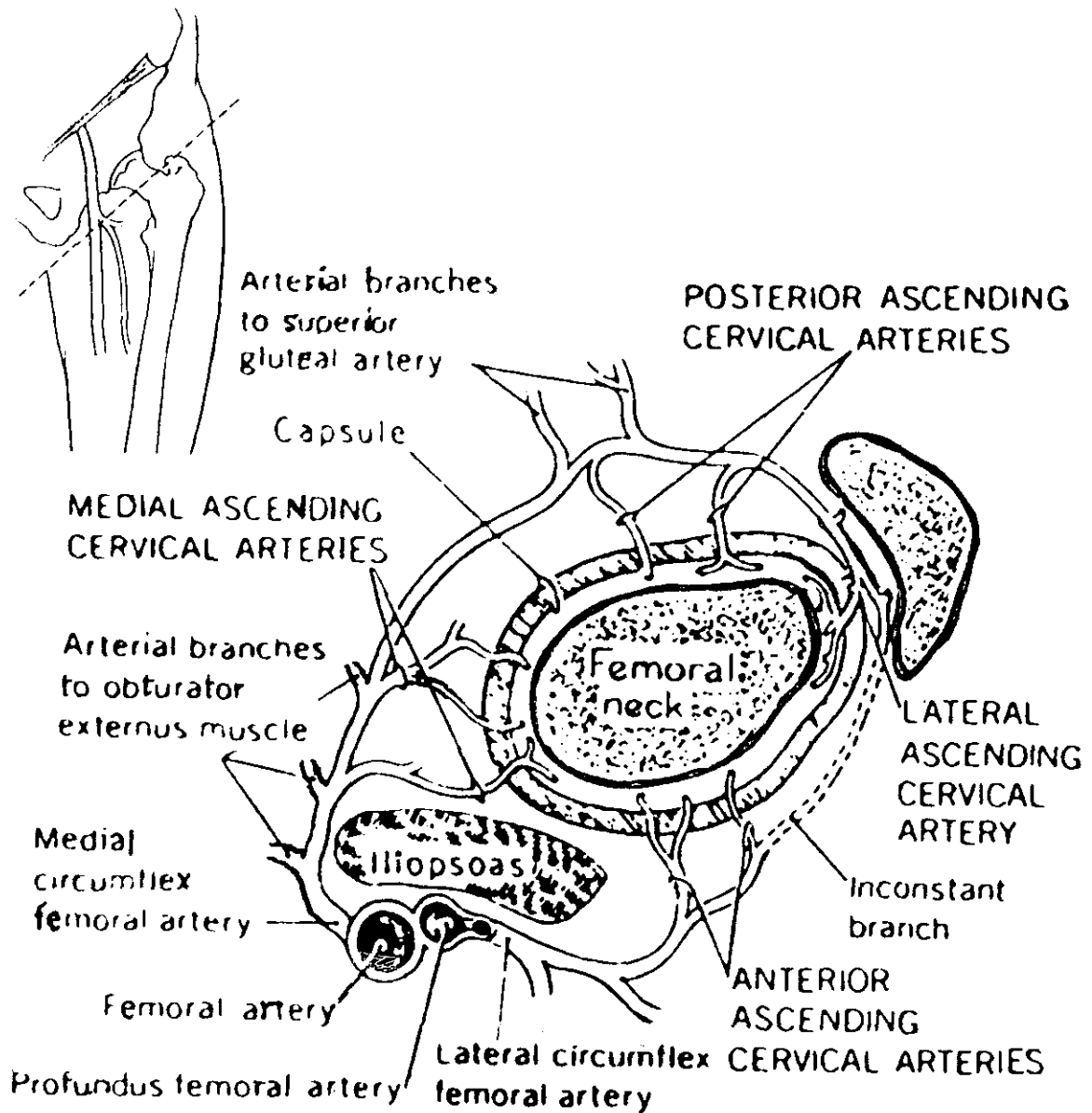


FIGURA 59

El círculo arterial de la base del cuello de Crock. Esquema tomado de Chung, S.M.K.; The arterial supply of the developing end of the human femur. J. Bone Joint Surg. 58-A, 1976, pág 964.

o menos regular, otras transcurren lateralmente irrigando la base del cuello, el trocánter mayor y la metáfisis, Crock (1965).

La inserción femoral de la cápsula, está pues, perforada por numerosos orificios vasculares.

La inserción cotiloidea a su vez, presenta un anillo vascular formado por ramas de las arterias circunflejas, de la arteria obturatriz y de la arteria glútea inferior, de esta última, Müssbichler (1970), ha visto nacer la arteria circunfleja interna o posterior; de estos vasos salen ramas vasculares que se distribuyen por el margen acetabular en todo su contorno, estableciendo anastómosis intraóseas con las arterias nutricias del ilíaco, que penetran en el mismo por la fosa ilíaca interna y cerca de la escotadura ciática mayor.

Los vasos procedentes del anillo extracapsular de la base del cuello del fémur, en su trayecto subcapsular, reciben el nombre de arterias retinaculares, Tucker (1949), o también el nombre de arterias capitales que prefiere Howe (1950). Estas arterias están dispuestas de forma muy variable pero normalmente se distinguen tres grupos o pedículos vasculares: el pedículo póstero-superior responsable de la vascularización de la parte epifisaria de la cabeza femoral; el pedículo inferior, que colabora con el anterior a través de las anastómosis que se producen en el anillo vas-

cular subsinovial, y que transcurre en el pliegue sinovial que le da movilidad respecto del cuello óseo del fémur, para el que no dan ninguna rama; y por último un pedículo anterior formado cuando existe por vasos de muy escaso calibre.

Todos estos vasos se anastomosan formando el ya mencionado anillo subsinovial en el borde mismo del cartílago articular, descrito ya por Hunter en 1743, que denominó "circulus articuli vasculosus" a estas formaciones vasculares considerándolas características y constantes en las articulaciones sinoviales de los mamíferos.

La cabeza femoral queda pues vascularizada en su dos tercios súpero externos por los vasos retinaculares superiores y en su tercio ínfero interno por los vasos metafisarios, quedando una pequeña área alrededor de la fóvea capitis a cargo de los vasos del ligamento redondo, que sólo en un 5% de los casos para Savitt y Thompson (1965), permiten un relleno vascular completo de la cabeza.

La distribución intraósea se caracteriza por la amplia red anastomótica de la división de los vasos retinaculares en contraste con las asas y arterias terminales de los vasos metafisarios, Harris (1975).

Así la mayor parte del aporte sanguíneo de la cabeza femoral depende de los vasos retinaculares (Crock, Trueta 1953, Savitt) y en las fracturas del cuello de fémur para

Banks (1933), sería el pedículo inferior, con su trayecto en una plica sinovial más laxa, denominado repliegue pectíneo foveal de Amantini, el que permanecería intacto y aportaría la irrigación necesaria para la supervivencia de la cabeza femoral. En las necrosis isquémicas de la cabeza femoral Steib (1987), mediante inyección de micro esferas radiactivas, estima que es la isquemia la causa desencadenante.

El drenaje sanguíneo se realiza por las venas que acompañan a las arterias retinaculares, a veces con pliegues sinuosos; la circulación de retorno sería la primera interrumpida en aquellas patologías que provocan un aumento de la presión intracapsular, Cheynel (1954).

También se realiza por la cavidad medular y las venas del ligamento redondo. En la cavidad medular de médula roja que ocupa la cabeza femoral se observan venas sinusoides que drenan hacia la cavidad medular del cuello. Desde ahí el drenaje se realiza hacia la vena femoral. Las venas del ligamento redondo son tributarias de la vena obturatriz. Testut.

LINFATICOS.

El drenaje linfático se realiza hacia tres grupos ganglionares:

- Retrocrurales externos,

-Retrocrurales internos e inguinales profundos.

A través de los linfáticos del acetábulo hacia los ganglios obturadores profundos e ilíacos externos. Bouchet (1979).

CAMBIOS DE LA VASCULARIZACION DURANTE EL DESARROLLO.

La vascularización de la extremidad proximal del fémur en el recién nacido, Figura 60, difiere de la descrita en el adulto; al nacer el frente de osificación metafisario describe una arco convexo hacia arriba que va desde el borde interno de metáfisis femoral a la base del trocánter mayor, siendo cartilaginosos la cabeza y la parte superior del cuello o fisis, así como el macizo trocantérico. Los vasos de toda esta zona proceden del pedículo superior, procedente de la a. circunfleja externa para Odgen (1973), en número escaso penetrando en la cabeza con un trayecto horizontal, otros en número variable irrigan el cartílago fisario y el trocánter mayor, también para Crock proceden de este pedículo superior los vasos que van a irrigar la metáfisis. A partir del frente de osificación de la metáfisis se pueden distinguir vasos que penetran en la cabeza femoral con un trayecto ascendente; por último los vasos del ligamento redondo que sólo irrigan una parte pequeña de pocos milímetros que rodea la fovea capitis; para Trueta

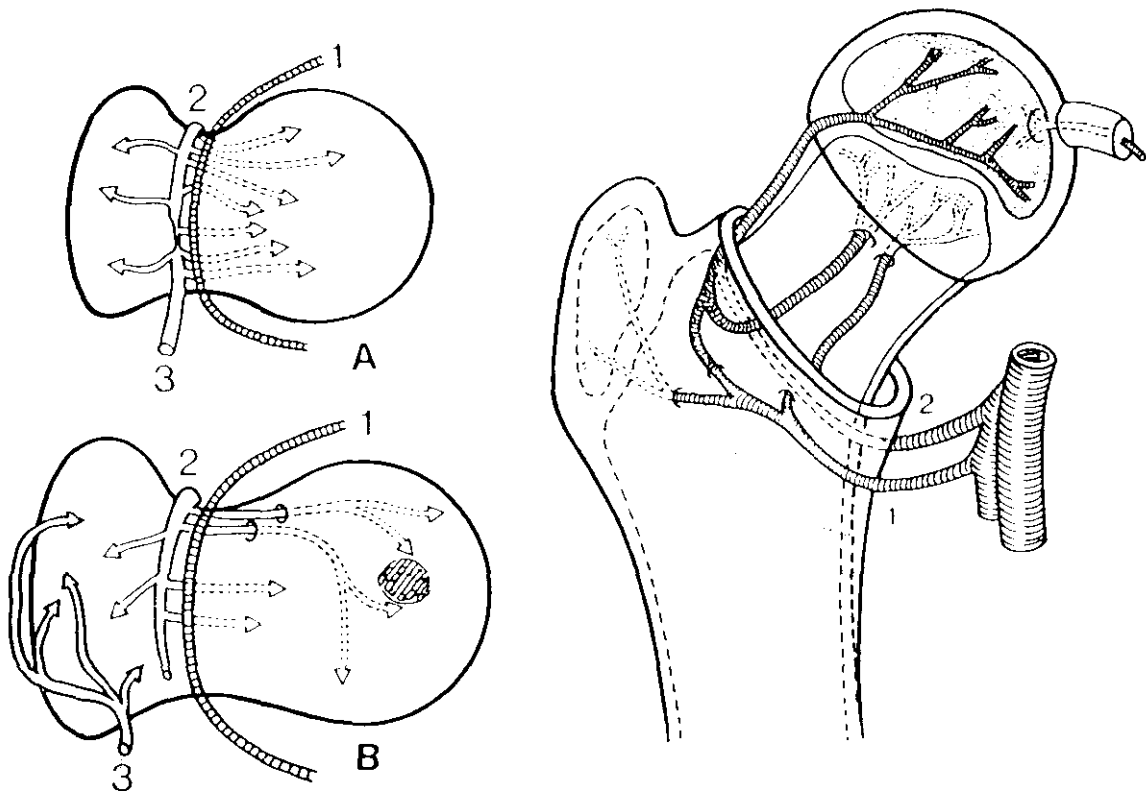


FIGURA 60

Vascularización de la extremidad proximal del fémur. Tomado de Pous, La cadera en crecimiento, Ed. Jims, Barcelona 1978.

I.-Evolución de la distribución arterial según Odgen:
 A.-Al nacer. B.-A los 3 años. 1.-Reflexión capsular. 2.-Arteria circunfleja anterior. 3.-Arteria circunfleja posterior. II.-A los 10 años. 1.-Circunfleja anterior. 2.-Circunfleja posterior.

(1957) estos vasos en el nacimiento han desaparecido o tienen un tamaño mínimo.

Los tres sistemas vasculares des-critos son independientes no observándose anastómosis entre ellos, y sus ramas terminan en dilataciones sinusoidales expandiéndose como hojas de plátano, Trueta (1957) y Lagrange (1962), yendo acompañadas por sus venas respectivas.

Cuando se inicia la calcificación del núcleo epifisario, los vasos metafisarios continúan cruzando hasta la cabeza, pero progresivamente, en los meses sucesivos, van disminuyendo en número y calibre, para alrededor de los cuatro años ser muy raros. Esta progresiva recesión se acompaña de un mayor desarrollo del sistema epifisario externo, que toma el relevo de la irrigación de la cabeza femoral. En el núcleo mismo se establecen comunicaciones anastomóticas, Langrange y Dunoyer (1962).

Más tarde, alrededor de los siete años, reaparece con variable importancia el aporte a través del ligamento redondo. Trueta (1957).

La continuación del crecimiento y la fusión de los cartílagos de conjunción nos llevan al estado definitivo de circulación en el adulto ya descrito.

3-3-4 MOVILIDAD DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL

La articulación de la cadera es una enartrosis, por lo que está dotada de movilidad en todas las direcciones del espacio, estos movimientos se realizan en torno a los tres ejes teóricos que lo delimitan, si bien los ejes posibles de su movimiento son infinitos.

Los ejes de referencia son:

Eje transversal - horizontal - paralelo al plano frontal, y situado en el plano transversal, que pasa por el centro de la cabeza femoral, alrededor del cual se realizan los movimientos de flexión y extensión, cuyo arco se proyecta sobre el plano sagital.

Eje ántero posterior - horizontal- paralelo al plano sagital, y situado en un plano transversal que pasa por el centro de la cabeza femoral, y alrededor del cual se realizan los movimientos de abducción y adducción que se proyectan sobre el plano frontal.

Eje vertical o longitudinal, paralelo a los planos

frontal y sagital, que pasa por el centro de la cabeza femoral, y alrededor del cual se realizan los movimientos de rotación interna y rotación externa, que se proyectan sobre un plano transversal horizontal.

Estudiaremos sucesivamente cada uno de estos movimientos y su amplitud, a partir de la posición bípeda erecta, considerada como normal o básica. Figura 61.

MOVIMIENTOS DE FLEXION.

La flexión de la cadera lleva a la extremidad inferior hacia delante del plano frontal, la amplitud de los movimientos de flexión está condicionada por las posiciones relativas de la rodilla y de la pelvis.

La flexión activa de la cadera alcanza 90° , y queda limitada por la tensión de los músculos biarticulares de la cara posterior del muslo. Con la rodilla en flexión, la relajación de dichos grupos musculares permite que la flexión llegue a 120° , 130° para Pérez Casas (1978), quedando limitada por el contacto de las partes blandas de la cara anterior del muslo y del abdomen, por lo que, en individuos obesos o mujeres embarazadas, puede no alcanzar dicha magnitud. La flexión pasiva, comprimiendo las partes blandas en contacto, con la rodilla en flexión puede alcanzar los 145° , Kapandji (1988), sólo 135° para Orts Llorca (1952). Con la rodilla en extensión la flexión pasiva sólo alcanza

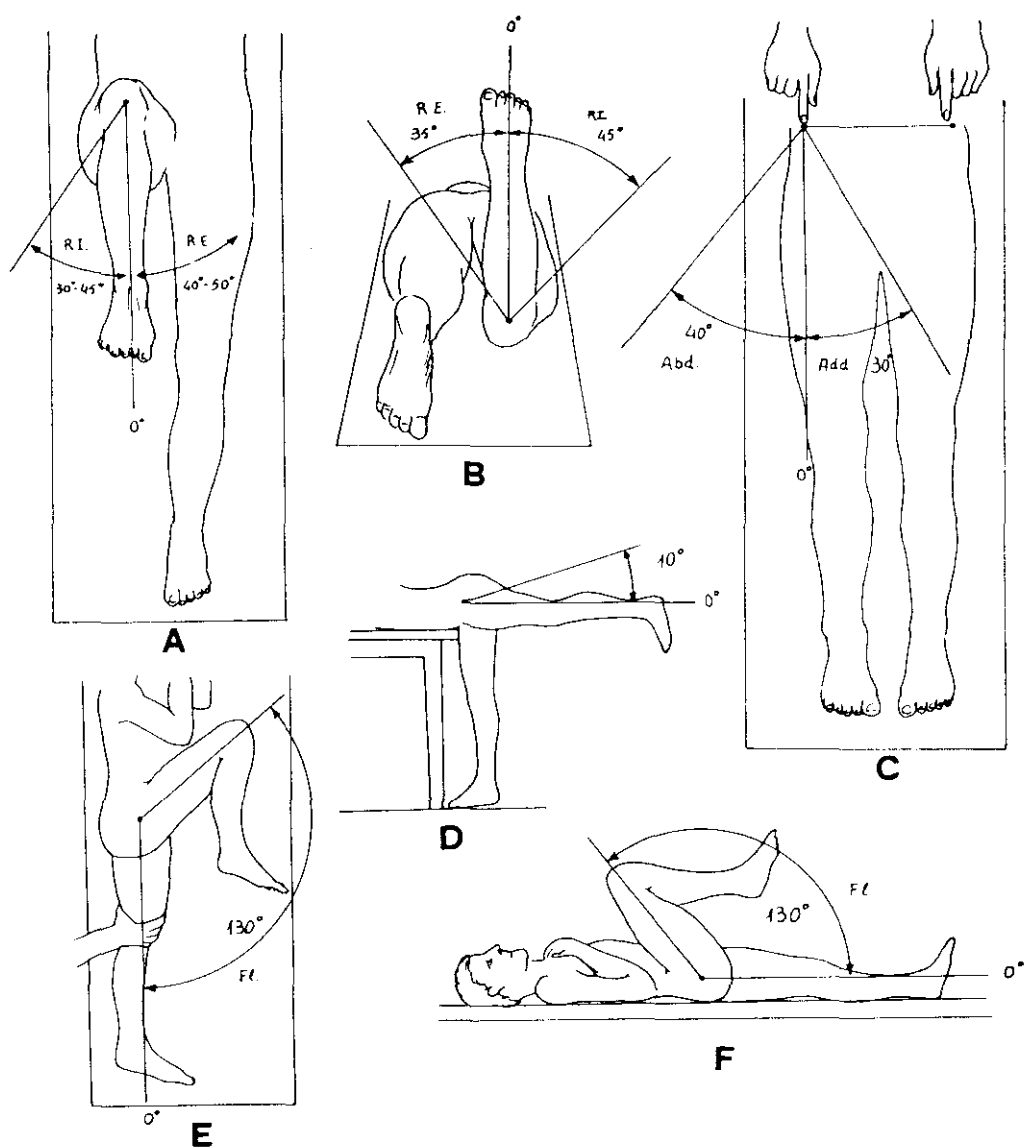


FIGURA 61

La movilidad de la cadera. Tomado de Pérez Casas, pág. 236. Anatomía funcional del Aparato Locomotor y de la inervación periférica, Ed. Paz Montalvo, Madrid 1978.

A y B.-Exploración de la rotación interna y externa. C.-La aproximación y la separación. D.-Modo de explorar la extensión. E y F.-Movimiento de flexión o anteversión.

120°. La retroversión de la pelvis permite, junto a la flexión de la rodilla, y comprimiendo las partes blandas, el contacto de la cara anterior del muslo con la misma cara del tórax, alcanzándose una flexión de cadera aparente de alrededor de 160°.

En la forma de notación de Sanchís Olmos (1959), el arco de movimiento sería de -110° a +20°, es decir, 110° de flexión y 20° de extensión. Para Boone (1979) el movimiento de flexión es de 122,3 +/- 6,1 grados.

MOVIMIENTOS DE EXTENSION.

La extensión de la cadera lleva el miembro inferior por detrás del plano frontal, retroversión del miembro inferior.

La extensión activa es de muy escasa magnitud, 10 ó 15 grados para Orts Llorca, estando limitada por la tensión de los ligamentos anteriores de la articulación, especialmente por el ligamento iliofemoral de Bertin; como en el caso de la flexión, la posición relativa de la rodilla afecta la cuantía del movimiento aunque por motivos distintos, ya que la extensión activa puede alcanzar 20° con la rodilla en extensión al ejercer así los músculos isquiotibiales toda su potencia extensora, y sólo llega a 10° con la rodilla flexionada al estar dichos músculos con sus inserciones más próximas. La extensión pasiva, estirando el miembro infe-

rior hacia atrás, puede llegar a 30°.

La inclinación de la pelvis hacia adelante, asociándose con hiperlordosis lumbar, permite una extensión aparente mucho mayor, por lo que hay que tener en cuenta la posición de la pelvis al explorar este movimiento. Boone (1979) da un arco de movimiento extensión de 9,8 +/- 6,8 grados.

MOVIMIENTOS DE ABDUCCION.

La abducción separa ambos miembros inferiores, se realiza normalmente de manera simultánea y simétrica para mantener el equilibrio sobre la extremidad que permanece apoyada. Cada extremidad alcanza 40 ó 45 ° 40°, variando de 30° a 45° para Pérez Casas, 45° para Sanchís Olmos alcanzando los 80° con el muslo en flexión de 60°; permitiendo la abducción combinada que las extremidades inferiores se abran en un ángulo de 80 ó 90°, Kapandji y Pérez Casas.

Este movimiento está limitado por la tensión de la musculatura aductora, por los ligamentos articulares, principalmente el pubo femoral y en sujetos entrenados por el choque del cuello del fémur con el reborde cotiloideo. Boone (1979) da para la abducción 45,9 +/- 9,3 grados.

MOVIMIENTOS DE ADUCCION.

La aducción lleva una extremidad inferior hacia la contralateral, por lo que la aducción pura no es posible

sin que la extremidad contra lateral abandone su posición de partida, ya sea desviándose en abducción, en flexión o en extensión; este movimiento alcanza, una vez eliminado el obstáculo que supone la extremidad opuesta una magnitud de 30° para Kapandji, 20° a 30° para Pérez Casas y 15° para Sanchís Olmos. Para Boone (1979) 26,9 +/- 4,1 grados.

MOVIMIENTOS DE ROTACION EXTERNA E INTERNA.

La rotación externa lleva la punta del pie hacia fuera y la rotación interna hacia dentro, para evitar errores en la apreciación de la rotación externa, por los movimientos posibles a nivel de la rodilla cuando no está en extensión completa, o a nivel del pie, se explora con el sujeto en decúbito prono y la rodilla en ángulo recto, valorando el movimiento por el ángulo que forma la pierna con la vertical; el arco que describe la pierna hacia adentro define la rotación externa, y el arco hacia fuera la rotación interna.

La amplitud del movimiento es de 60° para la rotación externa y de 30° para la rotación interna para Kapandji; 60° y 30° a 40° respectivamente para Pérez Casas, y es variable según la anteversión del cuello femoral Bedouelle (1977). 35° y 25° respectivamente para Sanchís Olmos y rotación externa de 47,2° +/- 6,3 y rotación interna de 47,3° +/- 6 para Boone.

MOVIMIENTO DE CIRCUNDUCCION.

A estos grados de libertad de movimientos puros, hay que añadir el movimiento de circunducción propio de la enartrosis; en él se combinan las diferentes amplitudes de los anteriores circunscribiendo un campo de movimiento donde cualquier punto es alcanzable. Figura 62.

Al observar la circunducción es notable como cambian las amplitudes de los movimientos simples al asociarse, así la flexión máxima activa aumenta en ligera abducción. La abducción aumenta también cuando la flexión alcanza los 60°, la rotación interna y externa también aumentan en flexión, todo esto se debe a que en la posición considerada como básica o normal de estación bípeda, la articulación se encuentra en una posición casi extrema de extensión, y la flexión relaja la cápsula y ligamentos articulares facilitando y ampliando el resto de los movimientos. Orts Llorca.

COMPORTAMIENTO DE LA CAPSULA Y LOS LIGAMENTOS EN LOS DISTINTOS ARCOS DE MOVIMIENTO.

En la flexión se relajan todos los ligamentos. En extensión se tensan todos los ligamentos, especialmente el fascículo ilio pretrocantiano del ligamento de Bertin, que por su posición más vertical es el más precozmente elongado.

En los movimientos de abducción se tensa el ligamento



FIGURA 62

El movimiento de circunducción.

Tomado de Kapandji, pág. 27. Cuadernos de Fisiologia Articular, 4ª edición, Editorial Masson, Paris 1988.

pubo femoral y se relajan el fascículo iliopretrocantéreo, pars lateralis, y en menor grado el iliopretrocantéreo, pars medialis, y el ligamento isquiofemoral. Kapandji.

En los movimientos de adducción ocurre de manera inversa a la descrita para la abducción. Se tensa sobre todo el fascículo iliopretrocantéreo, pars lateralis del ligamento iliofemoral, ligeramente el iliopretrocantéreo, pars medialis y el isquiofemoral, y se relaja el pubo femoral.

En rotación interna se tensa el isquiofemoral, se relaja poco la pars medialis del iliofemoral y en mayor medida el pubo femoral y la pars lateralis del iliofemoral.

En rotación externa se aleja la línea intertrocantérea y se tensan todos los ligamentos anteriores relajándose únicamente el isquiofemoral.

El ligamento redondo únicamente se tensa en adducción, sin embargo su alojamiento en la fosa cotiloidea, y su posibilidad de movimiento dentro de la misma traza como una prolongación del cono de movimiento de circunducción idéntica al mismo que tiene como radio el de la cabeza femoral, y como centro el de giro de la articulación, cuyo perímetro es el de la fosa cotiloidea, lo que permitiría estudiar, en parte, la movilidad posible de una cadera observando el contorno de la fosa cotiloidea de un coxal aislado.

El papel limitador de los ligamentos debe además ser

interpretado como el de tirantes que, desde el punto de vista biomecánico, puedan desviar las resultantes de los esfuerzos que se producen a nivel de la articulación en las posiciones en que se tensan.

ACCIONES MUSCULARES.

Respecto de la musculatura responsable de los distintos movimientos bastaría determinar que músculos pasan delante o detrás de los distintos ejes de movimiento. Sin embargo, la gran movilidad de la cadera hace que dichas posiciones varíen relativamente respecto de la posición básica en bipedestación erecta. Kapandji las separa en los siguientes grupos:

MUSCULOS FLEXORES.

El músculo psoas ilíaco es el más potente de los flexores de la cadera, a su acción flexora en cualquier posición, Pérez Casas (1978), une la de rotador externo y la de aductor en determinadas posiciones.

El m. sartorio es flexor de la cadera pero tiene también acción abductora y rotadora externa.

El m. recto anterior es flexor potente pero con muy poco brazo de palanca y dependiendo de la posición de la rodilla siendo su acción mas eficaz con la flexión de la misma. Tiene una potencia de 10 kgm, de los 16 Kgm del

conjunto de flexores. Sanchís Olmos (1959).

El músculo tensor de la fascia lata es flexor y sobre todo abductor. Paré (1981) durante la marcha comprueba que el músculo tensor de la fascia lata posee una acción flexora en sus fibras ántero mediales y abductora en las póstero laterales, ambos fascículos musculares están funcionalmente claramente diferenciados.

Tienen también acción flexora, aunque no se trata de su acción principal: los músculos pectíneo, adductor mediano y menor, y recto interno, así como los fascículos anteriores del m. glúteo mediano y el m. glúteo menor.

Teniendo en cuenta sus acciones secundarias Kapandji los separa en dos grandes grupos de músculos flexores:

Los flexores adductores y rotadores externos (músculos psoas ilíaco, pectíneo y abductor mediano) y los flexores abductores y rotadores internos (músculos glúteo menor, fascículos anteriores del glúteo mediano y tensor de la fascia lata).

MUSCULOS EXTENSORES.

Kapandji los separa en dos grupos, uno de músculos monoarticulares que se insertan en la extremidad proximal del fémur y otro de músculos biarticulares que alcanzan la extremidad superior de la pierna.

En el primer grupo el mas importante por su potencia

es el músculo glúteo mayor que recibe la ayuda de los fascículos situados por detrás del eje de la flexo extensión, correspondientes a los glúteos mediano y menor.

En el segundo grupo figuran los músculos isquiotibiales: biceps crural, semitendinoso y semimembranoso, cuya potencia total alcanza $\frac{2}{3}$ de la del glúteo mayor. Duchenne dice que por sí solo produce la extensión con más energía que todos los otros músculos extensores reunidos.

Además de la acción extensora estos músculos tienen según su situación respecto del eje ántero posterior de abducción y adducción su componente respectiva a estos movimientos.

Son extensores abductores los fascículos posteriores de los músculos glúteo menor y glúteo mediano, y los fascículos superiores del músculo glúteo mayor.

Son extensores adductores la mayor parte del glúteo mayor y los músculos isquiotibiales. Los músculos flexo extensores de la cadera equilibran la pelvis en la marcha impidiendo su basculación hacia delante o hacia detrás, en la marcha en terreno llano la acción extensora está a cargo de los isquiotibiales, actuando el músculo glúteo mayor sólo en terreno irregular o en plano inclinado.

MUSCULOS ABDUCTORES.

El principal abductor de la cadera es el músculo glú-

teo mediano con una potencia abductora de 16 kgm, al ser su punto de aplicación prácticamente perpendicular a su brazo de palanca se aprovecha de forma completa esta potencia. Es también abductor aunque con menor potencia el glúteo menor. El tensor de la fascia lata tiene acción abductora notable ya que su brazo de palanca en bipedestación erecta es mayor al de los anteriores.

El músculo glúteo mayor sólo es abductor en sus fascículos superiores, sin embargo su acción sinérgica con el tensor de la fascia lata, componiendo el llamado por Farabeuf "deltoides glúteo", hace que parte de su potencia pueda colaborar en la abducción. Figura 63. El músculo piramidal tiene un acción abductora clara si bien el punto de aplicación de potencia, con escaso brazo de palanca, hace que la resultante sea de pequeña magnitud. Inman (1947) calcula la fuerza abductora en 1,65 veces el peso corporal.

Estos músculos abductores tienen acciones secundarias de flexo extensión y de rotación interna y externa, según su localización respecto de los ejes de dichos movimientos lo que permite separarlos en dos grupos:

Grupo de abducción, flexión, rotación interna: músculos tensor de la fascia lata y fascículos anteriores de los glúteos menor y mediano.

Y grupo de abducción, extensión y rotación externa:

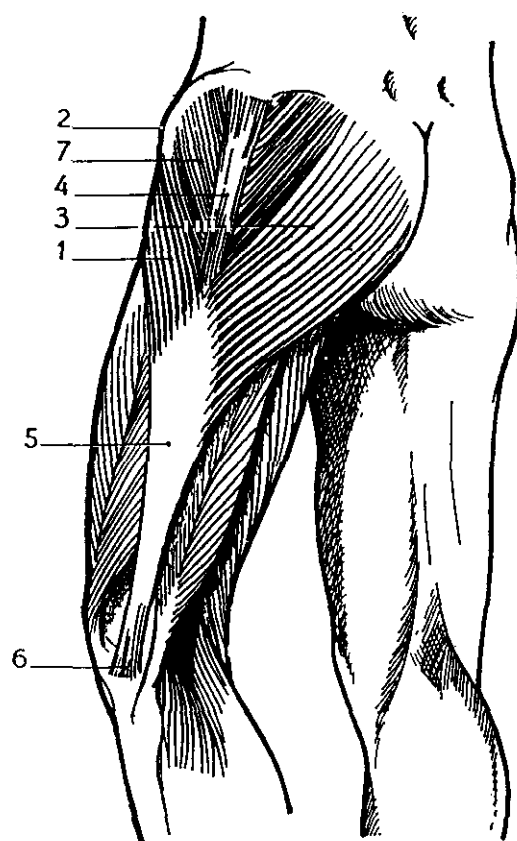


FIGURA 63

El deltoides glúteo de Farabeuf.

1.-Músculo tensor de la fascia lata. 2.-Espina ilíaca anterior superior. 3.-Porción superficial del músculo glúteo mayor. 4.-Cintilla de Maissiat. 5.-Fascia lata, tendón de inserción del músculo deltoides glúteo. 6.-Inserción en la cara antero externa de la tibia, tubérculo de Gerdy. Tomado de Kapandji; Cuadernos de Fisiología Articular. Cuaderno II. Masson S.A., Barcelona, 1988.

menor, y músculos glúteo mayor y piramidal.

MUSCULOS ADUCTORES.

Se distribuyen de manera que cuanto mas medial es su inserción en el coxal, mas proximal es su terminación en el fémur, pasando el aductor mayor por detrás de los fascículos correspondientes a los aductores medio y menor, disposición que permite un arco de aducción mayor para la extremidad y una potencia aductora casi constante de esta musculatura. El músculo recto interno, biarticular, se puede considerar como el más interno de los aductores. Rouvière (1971). Los músculos semi membranoso y semi tendinoso, así mismo biarticulares, aunque con una acción predominantemente extensora, tienen una componente de aducción, lo mismo cabe decir del biceps crural.

El músculo glúteo mayor es aductor en su totalidad pero, como ya quedó dicho puede ser abductor sinérgicamente con el músculo tensor de la fascia lata. Son también adductores los músculos cuadrado crural, pectíneo, obturador interno y géminos y obturador externo.

MUSCULOS ROTADORES EXTERNOS.

Son numerosos y potentes, los pelvitrocantéreos: piramidal de la pelvis, obturador interno y géminos pelvianos, y obturador externo. Tienen también acción rotadora

externa el cuadrado crural, el pectíneo y los fascículos mas posteriores del aductor mayor, así como el glúteo mayor en su totalidad y los fascículos posteriores del glúteo mediano y, en menor grado, los del m. glúteo menor.

MUSCULOS ROTADORES INTERNOS.

Menos numerosos y potentes que los rotadores externos, y ninguno con acción rotadora interna principal, son el m. tensor de la fascia lata, el m. glúteo menor y el m. glúteo mediano sólo mediante sus fascículos anteriores.

De Sousa y Vitti (1966) mediante trabajos electromiográficos, demostraron que los músculos aductores mediano y menor tienen acción rotadora interna y no externa, así como la parte superior del m. aductor mayor, el llamado aductor minimus. Greenlaw (1973) dice que la rotación interna recluta a todos los aductores, excepto la parte distal de inserción condílea del aductor mayor.

3-3-5 ESTABILIDAD ARTICULAR

La estabilidad de la articulación de la cadera viene dada como en cualquier otra articulación, por la congruencia de las superficies articulares, los elementos cápsulo-ligamentosos y la acción muscular, clásicamente se admite también como factor de estabilidad el valor de la presión atmosférica. Se estima que la presión intraarticular de la cadera es de 10 a 15 kg.

Otro factor de estabilidad es la profundidad de la cavidad cotiloidea. La relación entre el diámetro de la cavidad y la profundidad de la misma la definió Le Damany (1904) denominándola índice cotiloideo, que como vimos era máximo en el feto de 6 meses y mínimo al nacimiento creciendo después progresivamente en el desarrollo del niño.

Los factores musculares y ligamentosos ya han sido suficientemente estudiados, nos limitaremos aquí a comentar los factores de estabilidad que dependen de la orientación recíproca de ambos elementos que se articulan: la cabeza

femoral, orientada por los ángulos del cuello femoral de inclinación y anteversión, y la cavidad cotiloidea, con los que les son propios de igual nombre; así como los factores de congruencia que el desarrollo del acetábulo, su profundidad y su forma en relación con la cabeza femoral originan.

Se han descrito numerosos ángulos y líneas de referencia para establecer la estabilidad de la articulación de la cadera; inicialmente con el propósito de determinarla, en el recién nacido o en el niño, para diagnosticar la displasia luxante, y más tarde para valoración de las caderas del adulto, para entender la aparición de la artrosis precoz y la necrosis aséptica de la cabeza femoral.

A continuación describiremos estos parámetros de referencia.

El ángulo de las superficies de carga femoral y cotiloidea o ángulo cotilo-capital lo describe Gómez Oliveros (1960) como el formado por el eje cérvico-capital y la tangente al borde superoexterno e inferoexterno de la cavidad cotiloidea.

Teinturier y Dechambre (1968) estudian la "anteversión de la cadera" que definen como la suma de la orientación anterior del fémur y del acetábulo; ángulo de anteversión femoral, respecto del eje bicondíleo, y ángulo de anteversión acetabular.

Kapandji (1977) hace notar que es de interés medir los ángulos de anteversión del cotilo y del cuello femoral mediante la tomografía axial para valorar las displasias de cadera.

McKibbin (1979) define el índice de inestabilidad sumando las anterversiones de la cavidad acetabular y del cuello femoral en niños con los siguientes resultados:

Caderas normales niños "N-V"; Caderas normales niñas "N-H"; Caderas con Luxación "Lux"; Angulo de anteversión acetabular "A. A."; Angulo de anteversión del cuello femoral "A. F."; Índice de Inestabilidad "I. I."

<u>N-V</u>	<u>A.A.</u>	<u>A.F.</u>	<u>I.I.</u>	<u>N-H.</u>	<u>A.A.</u>	<u>A.F.</u>	<u>I.I.</u>
	6	26	30		9	32	41
lux.	23	21	45				

Skirving (1979) mide la anteversión del acetábulo y su profundidad en 20 recién nacidos africanos.

Define el índice de inestabilidad como la suma de los ángulos de anteversión del acetábulo y del cuello femoral. Dicho índice sería para estos niños de 34 grados, con unos valores extremos de 17 a 49.

Mide así mismo, el índice cotiloideo descrito por Le Damany, siendo el índice de 46 con valores extremos de 41 a 54. Establece la comparación con los datos encontrados en niños blancos con los siguientes resultados: da los datos

del nº de niños blancos, el índice y el nº de niños negros.

blancos	índice	negros	blancos	índice	negros
1	33	0	3	43	5
2	35	0	2	45	7
3	37	0	0	47	8
0	39	0	1	49	7
2	41	4	0	51	1

Como se ve la distribución del índice de Le Damany es claramente distinta en una raza y otra.

Esteban Mújica (1981) advierte sobre la importancia que, para conocer la cobertura anterior de la articulación, tiene el determinar la anteversión femoral y la cotiloidea; y considera el ángulo del sector esférico de la cabeza incluído en el acetábulo como factor de estabilidad.

Para concretar la estabilidad de la cadera funcionalmente se debe tener presente que la tangente a los cóndilos femorales en su cara posterior, o el eje bituberositario, referencias sobre las que se mide el ángulo de anteversión, no son paralelas al plano frontal, y su situación depende del ángulo de la marcha, es decir de la divergencia del eje de los pies respecto de la dirección de la misma. Esta circunstancia varía el ángulo de anteversión global de la cadera, que sólo podrá ser determinado teniendo en cuenta la posición de la rodilla durante la marcha, y en cada indivi-

duo alterará las relaciones reales de la cadera.

4 RECUERDO RADIOLOGICO

4-1 RADIOLOGIA DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL.

El estudio radiológico de la articulación de la cadera se realiza mediante dos proyecciones básicas; las proyecciones anteroposterior y axial. La radiografía anteroposterior deberá incluir ambas caderas para que su estudio sea correcto.

Para poder valorar estas imágenes es precisa una técnica cuidadosa y sistemática en la realización de las mismas; sin embargo, consultados dos autores que tienen publicadas técnicas radiológicas, Clarck en su texto de 1980 y Bresot en la Enciclopedia Médico Quirúrgica Francesa en el mismo año, encontramos dos descripciones diferentes para la realización de la proyección anteroposterior. Clarck la describe como sigue: Paciente en decúbito supino, pies con el eje de las plantas al cenit y ligeramente separados, ligera abducción de ambas extremidades inferiores. Bresot la describe así: Paciente de pie, miembros inferiores en rotación interna de 20 grados.

Las imágenes obtenidas con ambas técnicas van a procurarnos una diferente proyección de los ángulos de la extremidad proximal del fémur.

Llamamos pues desde aquí la atención sobre la necesidad de conocer la técnica con que se han realizado los estudios radiológicos antes de realizar medidas o establecer criterios sobre la base de las radiografías practicadas.

PROYECCION ANTEROPOSTERIOR.

En el adulto la imagen anteroposterior, Figura 64, muestra el acetábulo con su contorno de segmento circular y su borde externo, rodete cotiloideo, claramente definidos; este segmento circular o techo, "ceja de carga" de Pauwels (1959), es prácticamente horizontal y su vértice coincide con el centro de la cabeza femoral.

El hueso que cubre el techo del acetábulo es denso, aunque puede presentar una imagen central más clara, a modo de sombrero de arlequín, que es debida a la superposición de los haces trabeculares de la estructura interna del coxal.

La parte interna del techo del acetábulo, se continúa por un escalón con el trasfondo de la cavidad cotiloidea cuya imagen discurre casi vertical formando la rama externa de la imagen en U, o imagen en lágrima de Köhler (1928), siendo su rama interna la imagen de la cortical de la pel-

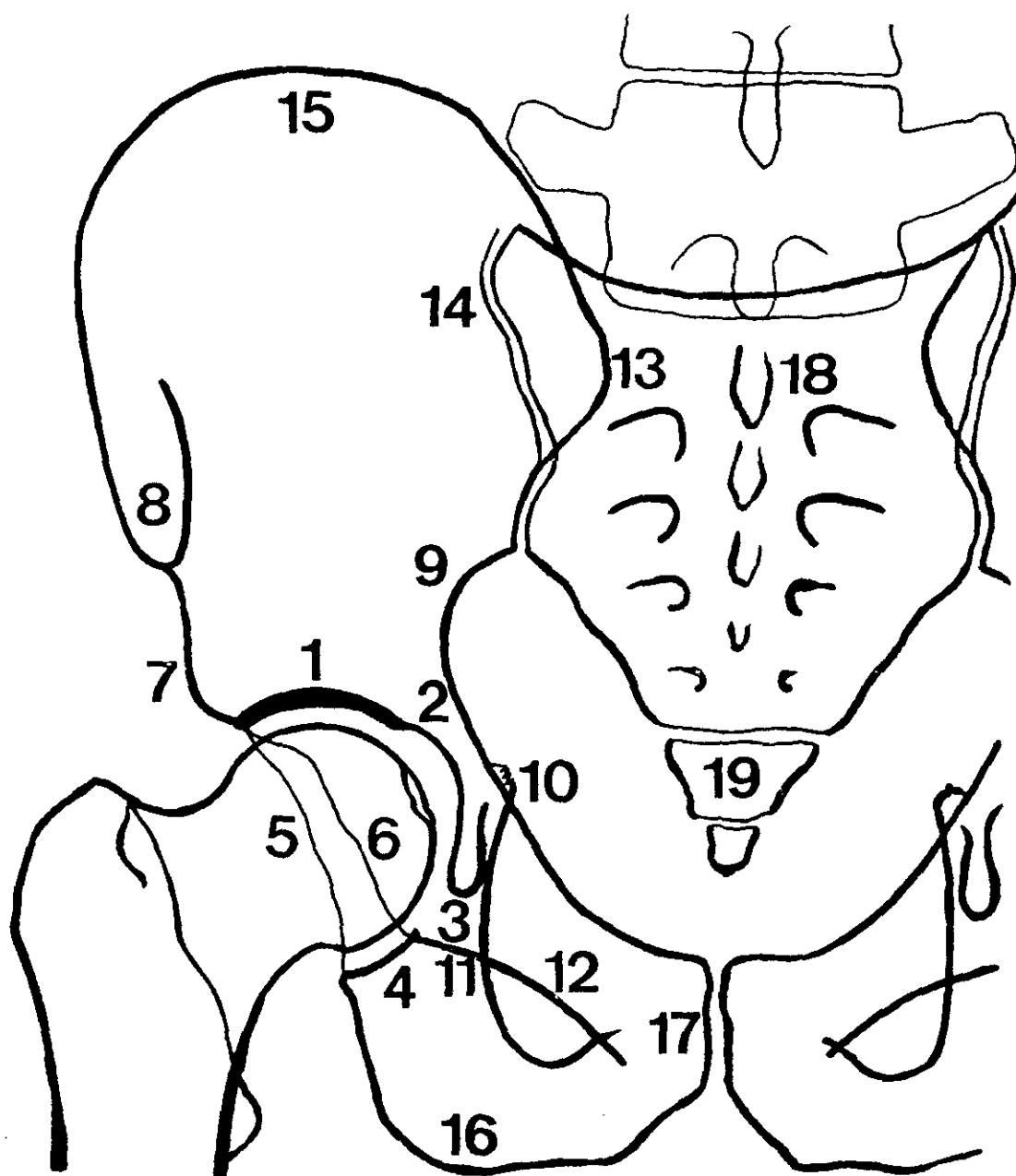


FIGURA 64

Esquema de la radiografía anteroposterior de ambas caderas. Lado derecho de la misma. Lectura en la página siguiente.

Lectura de la Figura 64

Esquema de una radiografía de ambas caderas en proyección ántero posterior.

1.-Techo acetabular. 2.-Trasfondo de la cavidad acetabular. 3.-Imagen en "U" o lágrima de Kölher. 4.-Borde anterior del cuerno posterior de la facies lunata. 5.-Borde posterior del acetábulo. 6.-Borde anterior. 7.-Espina ilíaca anterior inferior. 8.-Espina ilíaca anterior superior. 9.-Línea innominada. 10.-Espina ciática. 11.-Borde externo acetábulo obturador de la columna anterior. 12.-Marco superior del agujero obturador. 13.-Espina ilíaca posterior superior. 14.-Articulación sacroilíaca. 15.-Cresta ilíaca. 16.-Tuberosidad isquiática. 17.-Sínfisis púbica. 18.-Sacro. 19.-Cóccix.

vis menor, conducto subpubiano. Se ha comprobado como al quitar la cortical del suelo del acetábulo desaparece la rama externa de la imagen en U. En la curva de la U, la parte inferior, corresponde a la escotadura cotiloidea. Esta imagen en lágrima presenta distintos aspectos si las radiografías no están bien centradas, Resnick (1981) comprobó como esta imagen en lágrima puede servir de referencia para valorar la protrusión acetabular. Por fuera y abajo de la imagen en lágrima se puede ver una imagen paralela al contorno de la cabeza que Polgar (1937) demostró que corresponde al borde anterior del cuerno posterior de la facies lunata.

A través de la imagen de la cabeza femoral se distingue bien el borde posterior del acetábulo; el borde anterior, más interno, no es tan fácilmente visible.

La línea del borde inferior del cuello del fémur al prolongarse imaginariamente con el borde inferior del pubis, o sea con el marco superior del agujero obturador, forma la llamada línea de Shenton.

Por encima del borde acetabular puede verse la imagen, de prominencia más o menos marcada, que corresponde a la espina iliaca anterior inferior, mas arriba y siempre bien visible aparece la que corresponde a la espina iliaca anterior superior. Figura 64.

Por dentro el contorno óseo está limitado por una

línea uniforme, densa, perfectamente definida, que corresponde a la proyección de la línea innominada, sobre la cual puede aparecer la imagen, sobrepasándola, de la espina ciática.

Son visibles las estructuras de soporte de la cavidad cotiloidea, denominadas columnas anterior y posterior, definidas en 1974 por Judet y Letournel en su sistematización de las fracturas de la cavidad cotiloidea.

Saks (1986) describe en la columna anterior un borde acetábulo obturador, a veces difícilmente apreciable, formado por el labio anterior del acetábulo que se continúa por abajo y a dentro atravesando la imagen en lágrima, con el pubis, por su borde inferior, es decir, por el marco superior del agujero obturador.

El borde interno está formado por la imagen de la línea innominada que se continúa con la del borde superior del pubis. La columna posterior presenta un borde externo, formado por el relieve externo del isquion, que se continúa hacia arriba con el labio posterior de la cavidad cotiloidea: la parte interna de esta columna corresponde a la misma parte de la imagen del isquion que se continúa con la línea innominada.

Ambas columnas tienen una disposición como en "Y" invertida teniendo la columna anterior y posterior una parte común: la rama de la "Y" que corresponde a la línea

innominada hasta la articulación sacroilíaca.

Respecto del fémur, Figura 65, el contorno de la cabeza femoral aparece paralelo al techo acetabular, puede verse en él la depresión de la fosita del ligamento redondo, orientada hacia dentro, mirando al trasfondo de la cavidad cotiloidea. La cabeza es más o menos esférica, y puede aparecer asentada asimétricamente sobre el cuello femoral, Kingsley y Olmsted (1948).

El cuello con una orientación y longitud variables, deja ver su estructura trabecular, el contorno del trocánter mayor es claramente visible, y su parte interna se proyecta sobre la parte distal y superior del cuello y se continúa, atravesándolo de fuera a dentro y de arriba a abajo, hasta el trocánter menor, dibujando el perfil de la cresta intertrocantérica.

En el trocánter mayor puede ser visible la condensación que proyecta la fosita digital, lugar de inserción del músculo obturador externo. El extremo del trocánter mayor aparece uniformemente redondeado hacia fuera, siendo su borde interno más vertical y continuándose con la imagen ya mencionada de la cresta intertrocantérica.

Hacia fuera el trocánter mayor hace una ligera prominencia y su cortical delgada va ganando en espesor conforme se acerca a la zona diafisaria del fémur. Por dentro, al final de la línea que marca la cresta intertrocantérica,

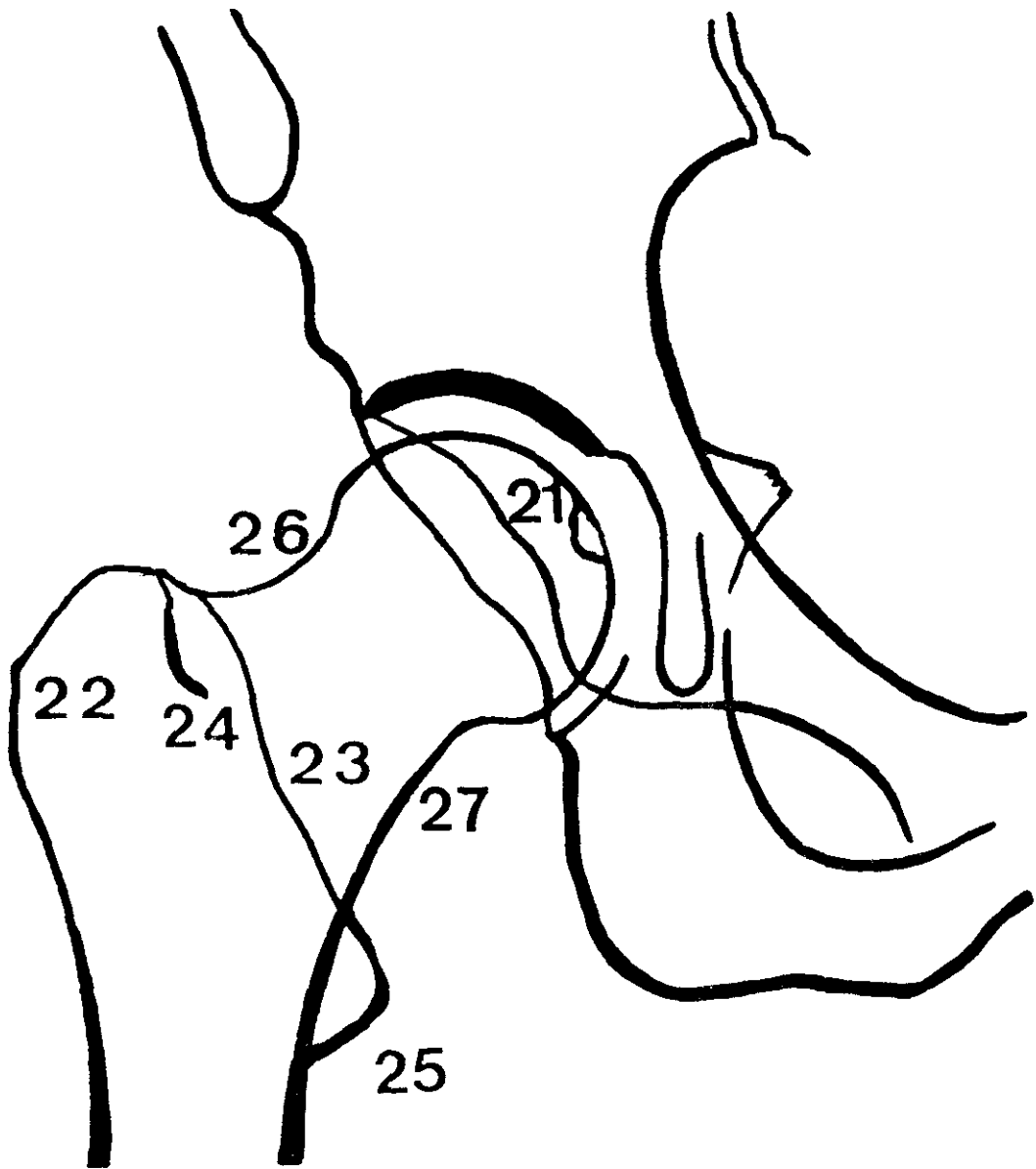


FIGURA 65

Esquema de una radiografía de la cadera en proyección anteroposterior. Lado derecho.

21.-Fosita del ligamento redondo. 22.-Trocánter mayor. 23.-Cresta intertrocantérica. 24.-Fosita digital. 25.-Trocánter menor. 26 y 27.-Bordes superior e inferior del cuello femoral.

aparece el trocánter menor, redondeado, de menor densidad a la de la cortical sobre la que se asienta.

La prominencia de la imagen del trocánter menor puede darnos una idea de la situación de rotación de ambas extremidades inferiores en que ha sido tomada la radiografía, las diferencias de un lado a otro nos deben hacer pensar en una proyección no simétrica. En el cuello femoral se observan con claridad sus bordes superior e inferior; el superior, cóncavo hacia fuera y arriba, se continua insensiblemente con la sombra del trocánter mayor; el borde inferior, contorno inferior del cuello, viene a finalizar en el relieve del trocánter menor, pero la densidad mayor de la cortical de esta porción del cuello femoral se continúa con la densidad de la cortical diafisaria del fémur, quedando por tanto, como ya dijimos, el trocánter menor marcado con una menor densidad.

PROYECCION AXIAL DE AMBAS CADERAS.

La proyección axial de ambas caderas, Figura 66, se realiza sin cambiar la posición de la pelvis y colocando las extremidades inferiores del paciente con las caderas y rodillas en flexión, ambos miembros se colocan en abducción de unos 60 grados para que los pies puedan colocarse con las plantas en contacto, es la llamada posición de rana.

Las imágenes obtenidas en esta proyección no varían de

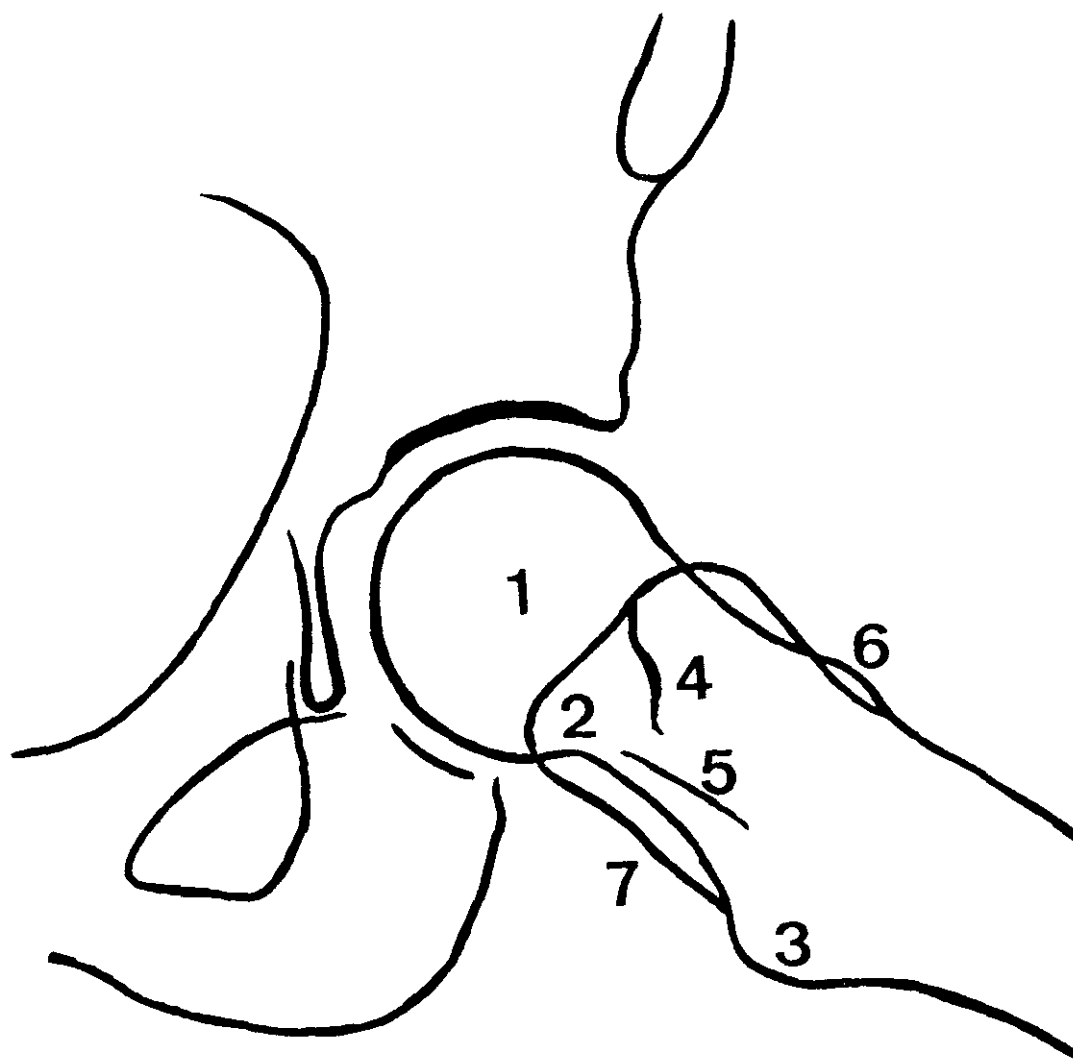


FIGURA 66

Esquema de la proyección axial. Lado izquierdo.

1.-Cabeza. 2.-Trocánter mayor. 3.-Trocánter menor. 4.-Fosita digital. 5.-Sombra del cóncar femoral. 6.-Relieve de la línea intertrocantérica anterior. 7.-Cresta intertrocantérica.

lo dicho en la proyección anteroposterior en lo que respecta a la pelvis, sólo la extremidad superior del fémur aparece en una proyección diferente, la axial: en esta proyección la cabeza aparece perfectamente redondeada, asentada más o menos simétricamente sobre el cuello, sin que se pueda apreciar la irregularidad de la fosita de inserción del ligamento redondo; del cuello femoral vemos los contornos de los bordes anterior y posterior que se continúan insensiblemente en la parte anterior con la diáfisis femoral, y en la parte posterior se pierde la imagen del cuello en la zona en que hace prominencia el trocánter mayor.

El trocánter mayor en esta posición está colocado detrás de la cabeza y cuello femorales, por lo que es visible a través de la cabeza femoral el contorno superior del mismo, su imagen sobrepasa hacia abajo la sombra de la cortical posterior del cuello femoral y transcurre: primero, perpendicular a la misma, proyección de su borde superior; y, luego, paralela, proyección de la línea intertrocantérica, hasta continuarse con las imágenes del trocánter menor y la cortical diafisaria posterior.

A estas proyecciones básicas para el estudio de la cadera se puede añadir otra, que permite la medida y estudio de los ángulos de congruencia, realizando la propuesta por Lequesne y De Seze (1961) denominada falso perfil. Esta

proyección se realiza con el paciente de pie, el lado a radiografiar apoyado sobre la placa radiográfica, el dorso apoyado en un orientador, de forma que el eje transversal o bicefálico esté inclinado 65 grados sobre la placa, el pie de la extremidad a radiografiar debe tener su eje paralelo al plano de la radiografía. El centrado se realiza para que el rayo normal atraviese entre las dos cabezas femorales, aproximadamente 2 centímetros por encima de la sínfisis del pubis. En la radiografía obtenida el fémur aparece como hemos descrito en la proyección axial, pero la pelvis proyecta una imagen oblicua que vamos a describir seguidamente. Figura 67.

El contorno acetabular es un segmento circular que no está interrumpido en su parte interna por la imagen del trasfondo de la cavidad cotiloidea, siendo continuo hasta el borde inferior del cotilo y trazando por tanto casi una semicircunferencia, esta imagen corresponde: en la parte superior al llamado techo cotiloideo, y en la parte inferior e interna al cuerno posterior de la facies lunata.

La pala ilíaca aparece claramente proyectada en su parte superior y anterior, apreciándose: por arriba el ángulo correspondiente a la espina iliaca anterior superior; y hacia abajo una depresión hasta la espina ilíaca anterior inferior, separada por un surco de la ceja cotiloidea. La espina del pubis y su ángulo, aparecen proyecta-

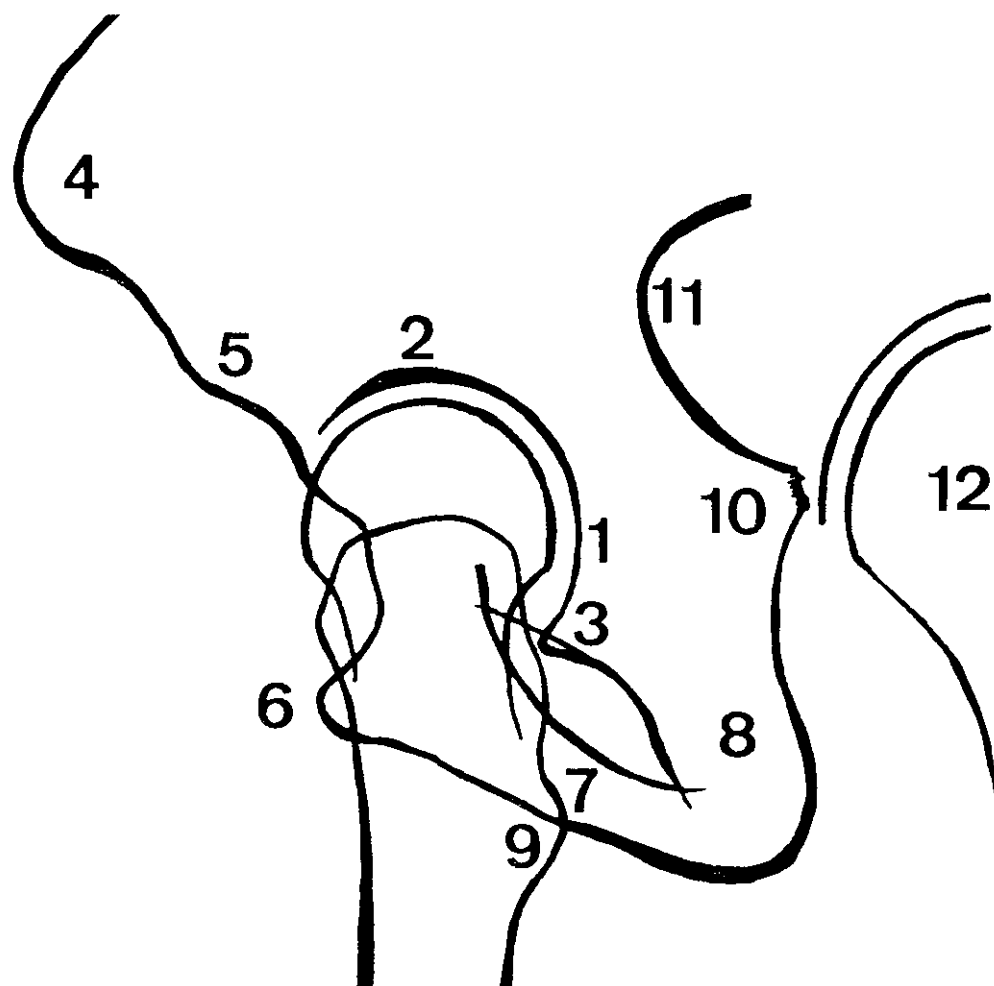


FIGURA 67

Esquema de la radiografía de falso perfil de Lequesne. Lado derecho. 1.- Contorno acetabular. 2.- Techo acetabular, parte superior ilíaca de la facies lunata. 3.- Cuerno posterior de la facies lunata. 4.- Espina ilíaca anterior superior. 5.- Espina ilíaca anterior superior. 5.- Espina ilíaca anterior inferior. 6.- Angulo del pubis. 7.- Rama isquio pubiana. 8.- Isquion. 9.- Trocánter menor. 10.- Espina ciática. 11.- Línea innominada. 12.- Cadera izquierda.

dos sobre la imagen del fémur sobrepasándola hacia delante, y viéndose toda la rama isquio pubiana que transcurre casi horizontal, hasta el contorno del isquion, cruzando la sombra del trocánter menor; la tuberosidad isquiática es también perfectamente visible y su imagen posterior casi en vertical se continúa hacia arriba con la imagen claramente visible de la espina ciática, por encima de la cual transcurre la imagen arqueada, cóncava y bien definida de la línea innominada.

VALORACION DE LA CALIDAD OSEA.

En estos estudios radiológicos de la cadera, además de los diversos parámetros descritos, se visualiza bien la estructura trabecular y la densidad ósea, Sing (1970) establece unos índices para valorar la osteoporosis según los cambios en la densidad y la disposición de los haces trabeculares normales.

Para este autor el índice 7 es la normalidad. El grado 6 se aprecia por la ampliación del triángulo de Ward, desaparecen el haz superior céntrico trocánterico y se difumina el haz lateral. En el grado 5 ya no es posible reconocer el haz lateral, el triángulo de Ward aparece como sin base, el haz céntrico trocánterico se va difuminando en su porción cefálica. En el grado 4 desaparece la porción trocánterica del haz céntrico trocánterico. En el grado 3 sólo se aprecia

el haz cérvicocefálico y la porción cefálica del cérvico trocantéreo. En el grado 2 el haz cérvico cefálico es visible pero poco denso. Y en el grado 1 no se ve casi el haz cérvico cefálico.

4-2 ESTUDIO RADIOLOGICO DE LA PELVIS

La pelvis como conjunto se estudia bien en la radiografía anteroposterior de ambas caderas.

Desde nuestro punto de vista de estudio de la articulación coxofemoral, interesa especialmente su simetría y las inclinaciones hacia cualquier lado.

Como referencias radiográficas, además de las ya descritas al describir la radiología de la articulación coxofemoral, se podrán valorar: la distancia intercefálica, la anchura máxima o distancia intercrestal, y otros parámetros que nos permiten estudiar la simetría siempre que la proyección haya sido correcta, como las imágenes de los agujeros obturadores y la proyección de la sínfisis sobre el eje del sacro y cóccix.

Son bien visibles las alas iliacas con sus accidentes anatómicos, crestas, espinas, etc. y el sacro, así como la articulaciones de la sínfisis púbica y la articulación sacroilíaca.

En la proyección lateral en bipedestación podremos observar el grado de anteversión y los ángulos referidos al hueso sacro.

Las radiografías en apoyo unipodal permiten discernir una posible movilidad anormal a nivel de la sínfisis púbica.

En apoyo bipodal se puede determinar la existencia de disimetría de las extremidades inferiores.

Milch (1954) estudia 100 radiografías de mujeres embarazadas y 100 radiografías normales de varones, tratando de establecer la inclinación lateral de la pelvis, la distancia interacetabular y otros parámetros. Divide las pelvis examinadas en cuatro grupos, siguiendo la clasificación de Caldwell: androide (varón), ginecoide (hembra), antropoide (simio) y platipelloide (plana).

Encuentra una media de la distancia inter acetabular, medida entre los bordes externos de la cavidad cotiloidea, de 24 cm para las mujeres y 25,9 cm para los hombres con una desviación standar de 1,7 y valores extremos de 22,1 a 31,4 en la mujer y una desviación standar de 1,6 y valores extremos de 18,3 a 27,5 en el hombre.

Es significativo que en el hombre, la distancia inter acetabular es mayor que en la mujer según los resultados de este autor.

Brinckmann (1981) en estudio radiográfico de la pelvis

realizado con proyecciones anteroposteriores, establece relaciones entre las medidas de distintos parámetros.

Miden 215 radiografías de pelvis femeninas y 222 radiografías de pelvis masculinas.

Relación	femeninas	masculinas.
Radio cabeza /		
Dist. entre cabezas	0,122-0,005	0,139-0,006.
Dist. entre cabezas /		
anchura pelvis	0,615-0,034	0,606-0,034.
Dist. cabezas /		
altura pelvis	0,896-0,045	0,831-0,039.
Ancho /		
alto	1,460-0,084	1,371-0,086.
Angulo de Wiberg	38.2-7,2	38,3-6,3.
Radio cabeza der. /		
Radio cabeza izq.	1,008-0,022	1,002-0,027.

Saks (1986) radiografía pelvis disecadas, en proyecciones AP y Oblicua 45°, para, mediante colocación de marcas radio-opacas, localizar la ceja y los bordes anterior y posterior del acetábulo, la imagen en lágrima, la línea iliopectínea y la ilioisquiática y sus relaciones con las columnas anterior y posterior comparándolas con imágenes realizadas con TAC.

4-3 PARAMETROS RADIOLOGICOS QUE RELACIONAN LA CAVIDAD ACETABULAR Y LA EXTREMIDAD PROXIMAL DEL FEMUR

ANGULO DE HORWARTH (1908).

En 1908 Horwarth describió el ángulo de su nombre para la valoración de la displasia de la cadera en el niño, en sus estudios citados por Wiberg (1939), da unas dimensiones para este ángulo, al que llama ángulo acetabular, que son de 40 grados para niños de un año, 30° para niños de tres años, 28° para niños de siete años, y 20° para niños de diez años. Figura 68, nº 1.

PARAMETROS DE HILGENREINER (1925).

Este autor para valorar la congruencia articular propone la siguiente sistemática: Traza una línea que une la imagen de los cartílagos de crecimiento del acetábulo, línea "y"; mide el ángulo que forma el acetábulo óseo visible con dicha línea "v", y las distancias "h" de la imagen superior del fémur con la línea descrita, y la distancia "d"

entre la intersección de "h" y la de la línea trazada para medir el ángulo con la línea "y". Figura 68, nº 2.

En niños en los que no hay todavía núcleo epifisario los valores normales son: "h" igual o menor de 10 mm, "d" entre 10-20 mm y el ángulo "v" igual a 20°.

Faber (1938) da para las medidas de Hilgenreiner los valores de: "h" = 8.8 mm, "d" = 14.8 mm y "v" = 28.9°. Y considera displásicas: "h" menos de 6 mm, "d" por encima de 16 mm y el ángulo "v" mayor de 34°.

Wiberg (1939) aplicando la sistemática de Hilgenreiner indica que los valores del ángulo "v" son como término medio tres grados más en las niñas. Mide 100 caderas encontrando como media "h" 7.2 mm, "d" 18.6 mm y "v" 22.6°.

ANGULO DE ATAQUE RADIOLOGICO DE POLGAR (1935).

Descrito por Polgar en 1935, es el formado por el eje del cuello femoral y una línea trazada desde el ángulo súpero-externo de la imagen del acetábulo y el punto medio entre la imagen en lágrima de Köhler y el límite pósterio inferior de la superficie semilunar en radiografía de perfil. Figura 68, nº3.

ANGULO DE LA CEJA DE CARGA (1935).

El ángulo de la ceja de carga, similar al de Horwarth, es el ángulo formado por la unión de los extremos de la

llamada por Pauwels, ceja de carga, zona densa del techo cotiloideo con la línea horizontal. La medida se realiza en la radiografía anteroposterior. Bombelli (1985) llama la atención sobre la disposición de dicha superficie que puede ser horizontal, o inclinada hacia dentro o fuera; para Pauwels, su fuerza resultante "R" pasaba por el centro de dicha superficie de carga. En el adulto este ángulo se acerca a la horizontal, Bombelli estima que las inclinaciones hacia fuera, darían lugar a una componente horizontal de extrusión o de empuje hacia afuera de la cabeza femoral, que originaría las artrosis luxantes; y en los casos en que dicho techo acetabular esté inclinado hacia dentro, daría lugar a la artrosis protrusiva. Figura 68, nº 4.

ANGULO DE COBERTURA COTILOIDEO O ANGULO DE WIBERG (1939).

Está formado por la vertical al centro de la cabeza femoral y el radio tangente al borde superoexterno del cotilo, para su valoración exacta no sirve la imagen externa ósea sino el borde externo de la zona densa, ceja de carga, que cubre ese techo cotiloideo. Este autor diseñó para su medida una plantilla transparente en la que estaban dibujados cuatro círculos concéntricos separados 5 milímetros y cuyo radio iba de 1,5 a 3 cm, marcando el centro, una línea unía dicho centro y un punto exterior "A". Una perpendicular al centro "C", radios cada 5 grados, con un total de 10

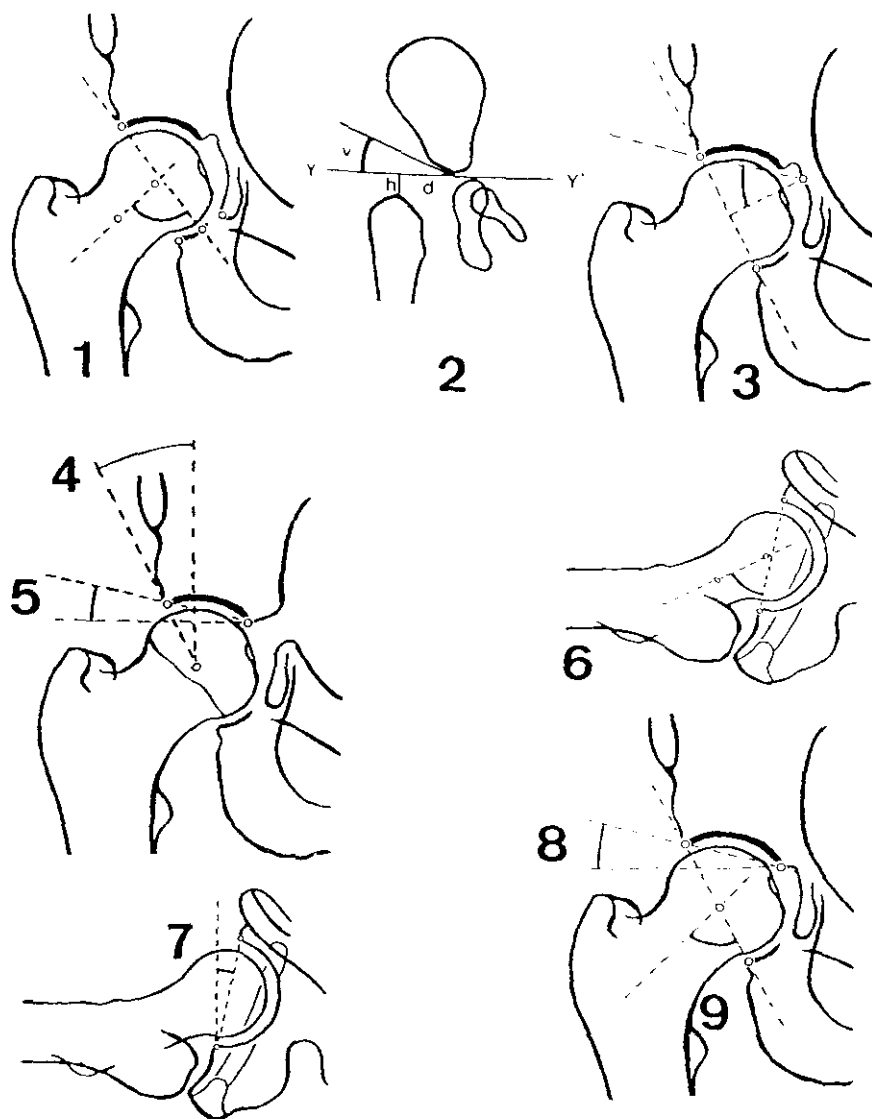


FIGURA 68

- 1.- Angulo de Polgar. 2.- Medidas de Hilgenreiner.
 3.- Angulo de Kaplan. 4.- Angulo de Wiberg. 5.- Angulo de Horwarth. 6.- Angulo de ataque en Rx axial. 7.- Angulo de inclinación acetabular. 8.- Angulo de la ceja de carga. 9.- Angulo de Lanz.

líneas de referencia. Figura 68, nº 5.

Realizó sus primeras medidas sobre 50 varones y 50 hembras entre 20 y 35 años cuya movilidad y sistema locomotores eran normales; encontró para los varones una media de 26° a 35°, siendo los valores extremos de 20° a 47°; y para las mujeres de 26° a 35° como términos medios y valores extremos de 22° a 47°.

Fredensborg (1976) estudia el ángulo de Wiberg y da las siguientes cifras: 25 grados o más normal; de 20 a 25 grados, caderas límite.

Armbuster (1978) da para el ángulo de Wiberg los siguientes valores :

edad	media	valores extremos
<40 años	38°	23-56°
>40 años	39°	24-59°
Hombres <40	37°	23-53°
>40	38°	25-59°
Mujeres <40	38°	32-56°
>40	41°	24-59°

ANGULO DE LANZ (1949).

El ángulo de Lanz es el formado por el eje del cuello femoral y la inclinación del acetábulo, es un ángulo que vale alrededor de 90 grados; para Cabot (1971) indica una buena congruencia, ya que la carga de la articulación se

ejergería perpendicular a la superficie de carga, con una buena distribución de presiones. Este ángulo disminuye en la medida que el cuello femoral se valguiza, es decir aumenta el ángulo cérvico diafisario, o cuando el acetábulo se verticaliza, lo que conduce a la disminución de la superficie de la carga y por tanto a una mayor presión por unidad de superficie. Figura 68, nº 6.

ANGULO COTILO CAPITAL (1960).

En 1960 Gómez Oliveros describe el ángulo de las superficies de carga femoral y cutiloidea o ángulo cutilo-capital; es el formado por el eje cérvico-capital y la tangente al borde superoexterno e inferoexterno de la cavidad cutiloidea en proyección radiográfica anteroposterior. Es similar al anterior.

ANGULO DE COBERTURA ANTERIOR DE LA CABEZA FEMORAL

COXOMETRIA (1963).

Lequesne (1963) en la proyección que hemos descrito anteriormente de falso perfil, propuesta por él mismo y De Seze (1961), mide el ángulo de cobertura anterior cutiloideo que es el formado por la vertical y el radio tangente a la parte más externa de la sombra densa del techo del acetábulo en la proyección descrita. Aparte de este ángulo Lequesne utiliza para la valoración global de la cadera los

ángulos de Wiberg, de Horwarth y el ángulo cefalocervico-diafisario correspondiente a la extremidad proximal del fémur junto con el ángulo de anteversión del cuello femoral.

Considera como valores normales los siguientes: A. Anteversión $< 15^\circ$; A. Cérvico diafisario $< 135^\circ$, A. de Wiberg $> 25^\circ$; A. de cobertura anterior de la cabeza, o ángulo de cobertura $> 25^\circ$; A. Horwarth $< 10^\circ$.

COXOMETRIA DE LUDE Y TAILLARD (1964).

Describen los siguientes ángulos para valoración de la cadera: Angulo de ataque radiológico: Dado por el eje del cuello y el plano de apertura del cotilo en Rx de perfil. Figura 68, nº 7. Angulo de apoyo anterior de la cabeza femoral: Limitado por el eje del cuello y una línea que une el centro de la cabeza femoral y el borde anterior del cotilo en la Rx de perfil. Indice de englobamiento de la cabeza femoral: Es la relación entre el radio del cotilo y la porción de cabeza femoral que penetra en él en Rx de perfil. Angulo de inclinación acetabular: Dado por la intersección del plano de apertura del cotilo y el plano sagital en Rx de perfil. Figura 68, nº 8.

Tonnis (1976) ha propuesto una coxometría valorando el ángulo de Wiberg y el ángulo de Ildelberger y Frank (1952), denominado también ángulo de Kaplan, para obtener una ima-

gen global de la calidad y congruencia de la articulación coxofemoral.

ANTEVERSION DE LA CADERA (1968).

Teinturier y Dechambre (1968) llaman la atención sobre la necesidad de estudiar conjuntamente los ángulos de anteversión del cuello femoral y de la cavidad cotiloidea para establecer la valoración de la articulación.

Estudian la "anteversión de la cadera " que definen como la suma de la orientación anterior del cuello femoral, ángulo de anteversión femoral respecto del eje bicondíleo, y la de la cavidad cotiloidea, ángulo de anteversión acetabular.

Reikeras (1982), en caderas con anteversión clínica manifiesta, mide mediante tac el ángulo de anteversión femoral y la anteversión acetabular y mide el ángulo del cuello del fémur con respecto al acetábulo. La anteversión femoral la mide mediante un corte de tac a nivel de la rodilla con la tangente a la cara posterior de los cóndilos femorales: encuentra el siguiente resultado: anteversión femoral 47 ± 8 grados, rotación externa 19 ± 9 grados, anteversión del acetábulo 14 ± 4 grados y ángulo cuello de fémur - acetábulo 29 ± 9 grados. No existe correlación entre la alteración de la anteversión del fémur y la anteversión de la cavidad acetabular.

Denomina ángulo del cuello del fémur - acetábulo a la anteversión global de la cadera ya descrita con anterioridad por Lequesne.

Cirotteau (1982) estudia la relación entre la anteversión del cuello femoral, la profundidad del cotilo, y el mecanismo de la marcha en rotación externa.

Terver y colaboradores (1982) utilizaron el estudio mediante TAC para determinar la orientación de la cavidad cotiloidea, orientación "real", realizando cortes en la zona de cotilo en carga, es decir la mitad superior.

Calculan matemáticamente el plano de apertura medio, lo proyectan sobre un sistema de coordenadas orientado según los planos anatómicos frontal, sagital y horizontal. Llamam ángulo de divergencia al formado por la anteversión de ambos acetábulos en el plano horizontal.

Jaquemier (1982) mediante tac estudia la anteversión de la cavidad acetabular medida a nivel del diámetro mayor de la cabeza, entre la tangente a los bordes cotiloideos y el plano frontal representado por la línea que une los relieves de ambas escotaduras ciáticas; mide además la anteversión femoral mediante cortes a nivel del cuello y de la rodilla. Encuentra que la anteversión del cotilo es prácticamente constante, entre 13 y 15 grados.

Anda (1986) define el ángulo del sector acetabular como el formado por los radios de la cabeza femoral tangentes

a los bordes del acetábulo. Denomina ángulo del sector acetabular anterior al medido entre el radio tangente anterior y la línea que une ambos centros articulares que corresponde al plano frontal y ángulo del sector acetabular posterior el medido desde esta línea al radio tangente posterior.

ANGULO DE KAPLAN.

Se mide en la radiografía anteroposterior. Figura 68, nº 9. Es el formado por una perpendicular en el punto medio de la línea que une los bordes superoexterno e inferointerno de la imagen de la cavidad cotiloidea, y otra que se traza desde la intersección de dicha perpendicular con el fondo del cotilo, hasta el borde superoexterno del mismo. Es prácticamente un índice cotiloideo como el anatómico de Le Damany, pero expresado en grados, ya que varía con la profundidad del cotilo. Cuando vale 45 grados indica que la cavidad es una hemiesfera, es decir, el equivalente a un índice cotiloideo de 0,5. Aumenta cuanto más plano es el cotilo y disminuye cuanto más profundo es. Los valores medios de este ángulo están entre los 42 y los 49 grados.

5 BIOMECANICA DE LA ARTICULACION COXOFEMORAL

El aparato locomotor está construido con una serie de elementos que permiten el desarrollo de su función; unos semirígidos: los huesos, con sus puntos de unión deslizantes, las articulaciones; otros elásticos, que pueden ser: activos: los músculos; y pasivos: las fascias, ligamentos y cápsulas articulares.

Para realizar los movimientos participan todas estas estructuras, regidas por el sistema nervioso, que actúa percibiendo todas las circunstancias del esfuerzo mecánico a que en cada instante están sometidas, mediante sus terminaciones sensitivas, y enviando a los elementos activos las órdenes apropiadas, a través de sus terminaciones motoras, para conseguir su armonía.

La biomecánica trata de comprender el funcionamiento de este sistema y cuantificar los esfuerzos a que está sometido, aplicando los conocimientos que, sobre resistencia de materiales, tensiones, aplicación de fuerzas, tribo-

logía de superficies en contacto, etc. se utilizan en ingeniería.

Estos conocimientos permiten a los cirujanos ortopédicos: utilizar medios artificiales de resistencia suficiente, y aplicarlos en la situación espacial óptima para la reparación de las fracturas o la sustitución de las articulaciones, así como para modificar la forma o disposición de las estructuras dañadas o deformadas por procesos patológicos.

En el estudio de la biomecánica de la cadera deben considerarse siguiendo a Frankel (1970):

Las propiedades mecánicas de los tejidos que la integran, el estudio separado de las subestructuras, y cargas a que están sometidas, y la cinemática de la articulación.

PROPIEDADES MECANICAS DE LOS TEJIDOS.

La valoración de las propiedades mecánicas, mediante las técnicas habituales utilizadas en ingeniería para la resistencia de materiales, choca con varios obstáculos difíciles de vencer:

- 1.- Las muestras obtenidas de tejidos para ensayar ya no tienen las mismas propiedades que el tejido vivo. Sedlin (1965) en hueso cortical comprueba las variaciones de las propiedades mecánicas según las circunstancias del análisis.

2.- La valoración de los resultados debe partir de unos procedimientos de obtención de dichas muestras, perfectamente definidos, para poderlos reproducir y comparar.

3.- La complejidad de la disposición y forma de acción de los tejidos, que son solicitados fisiologicamente por esfuerzos que distan de ser simultáneos y uniformes, hace que al plantear los ensayos con fragmentos aislados, se deban tener en cuenta la disposición de la muestra en el elemento estructural a que pertenece, y la variación de las direcciones de la carga a que está sometida.

4.- Su resistencia varia además en relación con el índice de esfuerzo, es decir la velocidad con que se aplican una determinada carga. Así una carga de por ejemplo diez kg/cm^2 si se aplica lentamente puede ser soportada, provocando sin embargo la rotura al aplicarla bruscamente en pocas décimas de segundo. McElhaney (1966) comprueba la diferente resistencia del hueso y músculo de acuerdo con la velocidad con que se aplica la carga.

EL TEJIDO CONJUNTIVO.

El tejido conjuntivo que forma los ligamentos, cápsula articular y fascias es similar.

Las estructuras ligamentosas están formadas principalmente por haces de fibras colágenas orientadas en el sentido de la tracción a que son sometidas funcionalmente, dis-

puestas más o menos en un mismo plano y siguiendo la misma dirección, Ham (1970).

Esta disposición es mucho más compleja cuando se trata de la cápsula articular en la que los haces se entrecruzan aunque se pueda reconocer aproximadamente una dirección predominante. Mezcladas con las fibras colágenas pueden identificarse fibras elásticas, áreas de tejido conjuntivo laxo y fibrocitos.

La unión entre las distintas estructuras, tendones, cápsula articular y ligamentos, con el hueso se realiza mediante las fibras de Sharpey, que no son más que la penetración de las fibras colágenas en la sustancia ósea, para Schneider (1956) las fibras de Sharpey no fijan el tendón al hueso sino al periostio.

Los ligamentos se comportan como estructuras viscoelásticas y anisotrópicas en espacio y tiempo.

Poirier, citado por Pérez Casas, estima que el ligamento de Bertin resiste 250 kg en su haz superior y 100 kg en su haz inferior. Supone las 7 décimas partes de la resistencia mecánica de todos los ligamentos articulares. Palacios (1980) da las mismas cifras.

EL TEJIDO OSEO.

El hueso se comporta como un material anisotrópico, su construcción dista de ser homogénea, variando su resisten-

cia con la orientación de la fibras colágenas de su estructura, Evans y Vicentelli (1969). Está fuera de toda duda la relación de la resistencia del tejido óseo con la disposición y densidad de su trabéculas, así como la mayor resistencia a la compresión que a la tracción. Los datos sobre las características mecánicas del tejido óseo proceden de muy distintos estudios realizados en circunstancias diferentes. Los ensayos realizados varían en sus resultados según se realicen sobre tejido óseo fresco ó tejido óseo seco. La resistencia es diferente de acuerdo con la dirección del ensayo respecto de la situación del fragmento ensayado, siendo mínima para la dirección transversal a su situación funcional, y máxima cuando coincide con la misma.

Koch (1917) reproduce los datos más antiguos, que según este autor, son las cifras dadas por Hülsen (1898) y Rauber (1876).

Estos autores miden el peso específico de la cortical en fresco, encontrando valores de 1,915 a 1,990 con una media de 1,955. La esponjosa de la cabeza de fémur tiene un valor medio de 1,197.

Hülsen encuentra para la resistencia a la tracción de 10,40 a 10,56 kg/mm², Rauber de 9,25 a 12,41 kg/mm².

La resistencia a la compresión es para Hülsen de 12,56 a 17,85 kg/mm² y para Rauber de 18,95 kg/mm².

Rauber mide además la resistencia al cizallamiento

normal al eje diafisario que es de $11,85 \text{ kg/mm}^2$ y de $5,03 \text{ kg/mm}^2$ cuando se realiza paralelo al eje del diafisario; mide además la resistencia la torsión que valora entre 4 y $9,3 \text{ kg/mm}^2$.

En trabajos mas recientes encontramos los siguientes resultados:

A compresión el hueso resiste $19,5 \text{ kg/mm}^2$, y a tracción $13,3 \text{ Kg/mm}^2$, Reylly (1974), variando los valores obtenidos con la dirección de aplicación de la carga.

En flexión la resistencia es de 16 kp/mm^2 , Tsuda (1957).

Resistencia a la torsión: 5 kp/mm^2 , Reylly (1974), Hazama (1956) nos da $5,4 \text{ Kg/mm}^2$, Reilly y Burstein (1975) nos dan la cifra de $6,8 \text{ Kg/mm}^2$. Para Metz (1980) es de $26,2$ newton por metro.

Resistencia al cizallamiento de 8 kp/mm^2 , Burny (1975).

Resistencia a la flexión: Tsuda (1957) nos da $16,02 \text{ Kg/mm}^2$, Sedlim (1965) nos da $16,7 \text{ Kg/mm}^2$, ambos realizados sobre hueso fresco.

Módulo de elasticidad: Hueso cortical en tracción: Rauber (1876) da la cifra de $1,882$ a $2,099 \text{ Kg/mm}^2$, Oko (1953) da la cifra de $1,730 \text{ Kg/mm}^2$, y Burstein (1972) nos da la de $1,410 \text{ Kg/mm}^2$.

Hueso cortical en compresión: Kimura (1952), da las

cifras de 1.040 Kg/mm^2 , Dempster y Liddicoat (1952) nos dan las cifras de 808,69 a 1.410 Kg/mm^2 .

Dietschi (1974) indica que el módulo de Young de la esponjosa es de 70 Kg/mm^2 y respecto de la cortical es de 800 Kg/mm^2 .

EL TEJIDO MUSCULAR.

Las estructuras activas que rodean la articulación, los músculos, son las de más difícil valoración. Varía su capacidad de contracción desde el umbral más bajo de la relajación hasta la contracción máxima. La acción sinérgica de los distintos músculos, y las relaciones entre agonistas y antagonistas, que cambian en cada posición relativa de los elementos óseos en movimiento, hacen tarea poco menos que imposible su estudio y cuantificación.

Sin embargo el conocimiento de la fuerza muscular es imprescindible, ya que, junto con la carga estática que supone el peso corporal, y la dinámica que genera su movimiento, va a determinar las cargas finales y su dirección en el resto de los elementos articulares.

Existen numerosos estudios para cuantificar dichas fuerzas realizados unos mediante la eletromiografía, otros deduciendo la potencia máxima de la contracción muscular del área de su sección.

Kochh (1917) estima que la capacidad de contracción

máxima es de 77 libras por pulgada cuadrada.

Inman (1947) pensaba durante el crecimiento los músculos abductores condicionan la dirección de la resultante, su parálisis provoca una verticalización de la misma y el cartílago de crecimiento se horizontaliza ocasionando una coxa valga. Da como valor relativo de la contracción muscular respecto a los músculos de la cadera la unidad para el tensor de la fascia lata, 2 para el glúteo mínimo y 4 para el glúteo medio. Calcula la fuerza abductora en 1,65 veces el peso corporal.

Mendoza (1961) estima en 3 kilos por centímetro cuadrado la fuerza muscular tónica.

Frankel (1970) da una capacidad de contracción de 2 a 5 kg/cm² de sección muscular y valora en 120 a 300 cm² la musculatura en torno a la articulación coxofemoral.

Johnston (1979) tomando la sección del músculo glúteo mayor como unidad mide la sección de los músculos que actúan sobre la cadera. Las áreas mas importantes corresponden a los siguientes músculos:

Glúteo mayor 1, Recto anterior 0,4, Aductor máximo 0,59, Glúteo medio 0,8, Glúteo mínimo 0,34 e Iliopsoas 0,58.

Termote (1980) valora la sección muscular mediante Tac a nivel de las caderas, línea intretocantérea. Expresa la sección en centímetros cuadrados y da los siguientes resultados:

músculo	varones	hembras.
glúteo mayor	63,7 +/- 18	43,73 +/- 10,75
iliopsoas	12,09 +/- 2,8	9,09 +/- 4,77
sartorio	6,10 +/- 2,09	4,16 +/- 0,85

Determinar la dirección y punto de aplicación de las fuerzas que ejercen dichos músculos, representadas por vectores que unen sus puntos de inserción, se hace difícil ya que, las inserciones y orígenes, no constituyen un punto fácilmente definido, sino que se realizan en zonas mas o menos amplias.

Son conocidos los trabajos de A. Fick (1849) que calculó las áreas y momentos de acción de los músculos de la cadera que sirvieron a Pauwels para calcular las fuerzas que soporta la articulación.

EL CARTILAGO ARTICULAR.

La resistencia del cartílago articular depende fundamentalmente de su estructura. El cartílago articular está formado por un armazón fibrocolágeno en una matriz cartilaginosa que contiene relativamente pocas células, los condrocitos. Las fibras colágenas al confinar a la matriz gelatinosa contrarrestan la compresión y las fuerzas tangenciales a que está expuesto el cartílago. Las fibras colágenas se disponen en arcadas que, teniendo sus inserciones en

el hueso subcondral, alcanzan la superficie del cartílago con un trayecto tangencial a la misma; esta parte superficial está desprovista de células y prácticamente carentes de sustancias fundamental; los condrocitos están concentrados más cerca de la lámina de hueso subcondral, en el plano intermedio hay una disposición de transición integrada por células y fibras, Walker (1970). El estudio realizado mediante microscopía electrónica demostró que la superficie del cartílago no es totalmente lisa sino que presenta una ondulación parecida al latón o plata batida.

La porosidad del cartílago articular permite que los componentes de bajo peso molecular del líquido sinovial, y quizá algunas moléculas de grasa, atraviesen su superficie; Maroudas (1968) examinó la permeabilidad del cartílago y observó que las presiones suaves favorecen el intercambio de líquidos con la cavidad articular, y que la unión hueso cartílago en el adulto es impermeable.

La resistencia del cartílago depende del número calidad y dirección de las fibras colágenas que posea, y a su vez de que estas estén dispuestas paralelas a la dirección de las sollicitaciones de la zona donde se encuentran. El cartílago posee como propiedad fundamental la elasticidad, rápida deformación proporcional en su extensión a la carga aplicada, y vuelta a la normalidad al desaparecer la acción

de la misma. Cada vez que el cartílago se deforma por elasticidad produce una amortiguación de las cargas que se transmiten por el esqueleto, así mismo su deformación da lugar a la exudación de líquido intersticial, que sale durante la presión y penetra en los períodos de relajación, Palacios (1980); dicha capacidad de elasticidad y permeabilidad va disminuyendo conforme aumenta la cuantía de la deformación del cartílago.

LIQUIDO SINOVIAL.

Hipócrates describió la existencia del líquido sinovial y Paracelso fué el que lo denominó así por su parecido con la clara de huevo (syn=unión; ovum=huevo). Este líquido escaso observó Paracelso que bañaba las articulaciones diartrodiales o sinoviales.

La membrana sinovial es una estructura que carece de membrana basal y no contiene células epiteliales, y que tapiza el interior de la cápsula articular, así como las partes no recubiertas de cartílago articular de los extremos óseos en contacto.

Las superficies articulares en contacto están lubricadas por el líquido sinovial, este líquido es un dializado de plasma sanguíneo, libre de fibrinógeno.

La viscosidad del líquido sinovial se debe a su principal componente, un mucopolisacario de cadena larga y al-

to peso molecular, el ácido hialurónico, producido probablemente por los sinoviocitos de la membrana sinovial.

La función de lubricación articular del líquido sinovial fue descrita por primera vez por Havers.

El líquido sinovial no sólo es un perfecto lubricante para la superficie del cartílago, sino que además interviene en los procesos nutritivos del mismo. La lubricación se debe a una glicoproteína denominada lubricina por Swan (1985). Dowson (1967) dice que la lubricación de la articulación de la cadera es elasto hidrodinámica.

Para Linn (1967) la articulación está prácticamente libre de fricción. Para Palacios el método de lubricación de las articulaciones es del tipo llamado hidrostático presurizado, el líquido sinovial durante la fase de presión escapa entre las superficies en contacto pero mantiene siempre una finísima capa, prácticamente imposible de romper, cuando estas superficies de cartílago están sanas; esta película, de más o menos grosor, se mantiene tanto durante la carga dinámica, como en las posiciones de reposo y carga estática.

ESTUDIO SEPARADO DE LAS SUBESTRUCTURAS.

Para comprobar el comportamiento de las subestructuras se realizan, en los ensayos de ingeniería, pruebas en las que se somete a los distintos elementos a cargas que co-

rrespondan a las que realmente deben soportar dentro del conjunto mecánico a que pertenecen.

En el estudio que nos ocupa trataremos sucesivamente de la extremidad superior del fémur, del acetábulo y de la musculatura.

EXTREMIDAD PROXIMAL DEL FEMUR.

Las cargas de compresión verticales, aplicadas a la cabeza, según el eje mecánico del fémur, lo someten a unos esfuerzos opuestos de compresión y tracción según la zona de sección que se considere.

Los estudios que relacionan la disposición trabecular del hueso con los esfuerzos a que está sometido son muy antiguos, ya Ward (1938) cuando estudió la extremidad proximal del fémur, llamó la atención sobre la disposición trabecular del mismo, describiendo el triángulo de su nombre desprovisto de trabéculas como una zona de menor resistencia a través de la cual podrían ocurrir las fracturas.

Se han realizado numerosos intentos para determinar las fuerzas y tensiones en el cuello femoral cuando está cargado, son clásicos los trabajos de Meyer y Culmann (1867), Wolff (1869) y Roux (1895). Merkel (1874) apuntó que el fémur proximal soporta una gran carga cuando está en un ángulo desfavorable. Merkel decía que los análisis de

carga en un solo plano tienen la desventaja de no tener en cuenta la anteversión del cuello femoral, pues debido a la misma las fuerzas que actúan en el cuello van a intentar romperlo en dirección ventral y no en dirección longitudinal como Meyer y Wolff habían supuesto.

Se han hecho intentos para calcular las fuerzas mediante la técnica de recubrimientos que materializan las líneas de tensión, estudios sobre modelos fotoelásticos y mas recientemente con sensores de tensión. Como el hueso es una sustancia anisotrópica la relación entre fuerza y tensión no es directa por lo que estas pruebas dan sólo una información limitada.

Roux (1895) hizo pruebas en un modelo de goma recubierto con parafina. Triepel (1904) criticó las investigaciones de Roux mencionando que no se pueden sacar conclusiones cuando la dirección de la fuerza es desconocida.

Pauwels (1935) estudia el esfuerzo que recibe la extremidad proximal del fémur durante el apoyo bipodal, considera que la pelvis descansa sobre ambas caderas, sin necesitar fuerzas musculares asociadas para la estabilización en el plano frontal, y con fuerzas insignificantes para mantenerla estable en el plano sagital. Figura 69. El centro de gravedad S-4 es proyectado sobre el eje bicefálico y la resultante del peso del cuerpo, situado sobre ese eje, se aplica verticalmente por igual a ambas cabezas

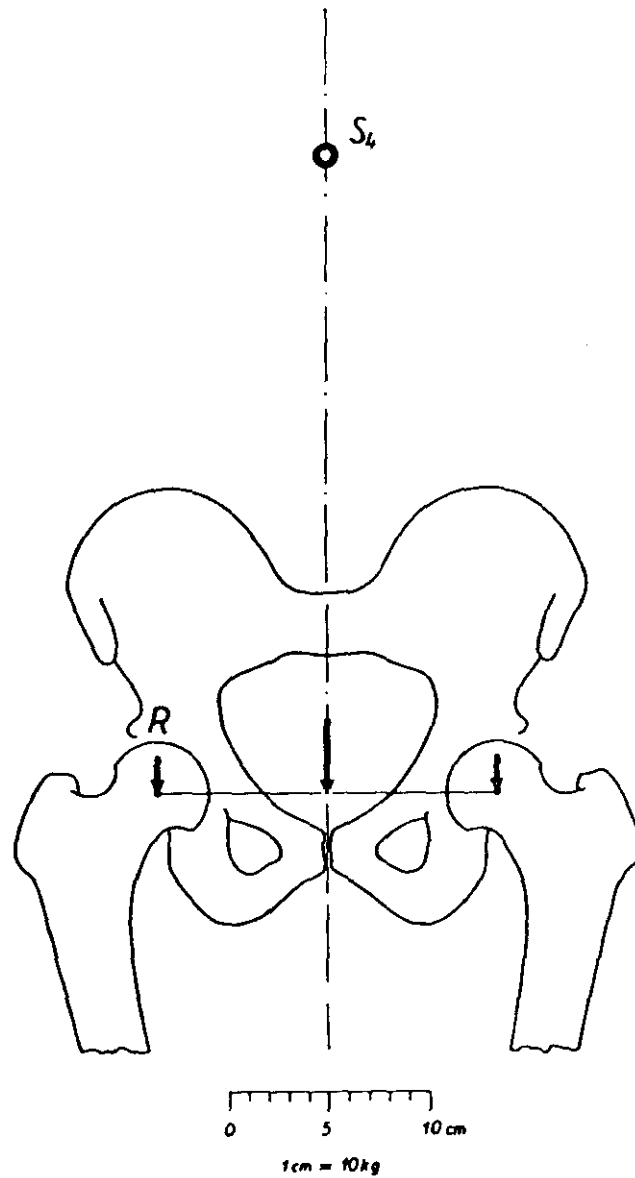


FIGURA 69

Dirección y magnitud de las fuerzas que actúan sobre la cadera en bipedestación. Tomado de Pauwels: *Biomécanique de l'appareil moteur*. Pág. 78. Springer Verlag, Berlín 1978.

femorales, siendo por tanto su magnitud, para cada una, la mitad de dicho peso, que se calcula en los dos tercios del peso corporal completo (peso corporal menos el peso de las extremidades inferiores situado bajo el eje bicefálico). Braune y Fischer (1892) calcularon el peso de un miembro inferior en 0,1864 del total del peso corporal.

Küntscher (1935 y 36) llevó a cabo investigaciones sobre la distribución de las líneas de fuerza en fémures sometidos a esfuerzos dinámicos con diferentes inclinaciones de la diáfisis femoral, obtuvo los mismos resultados en diferentes experimentos: Las líneas de fuerza tienen una dirección diferente en la parte anterior del fémur comparadas con la posterior, fenómeno que relaciona con la presencia del calcar femoral. El autor usó un extensómetro de espejo para calcular las deformaciones del hueso. Señaló que, debido a la natural heterogeneidad del hueso, la fuerza no se podía calcular matemáticamente.

Milch (1940) hizo el análisis de fuerzas mediante experimentos en dos dimensiones, pero reconoció que experimentos en tres dimensiones serían mas fiables; las líneas de fuerzas obtenidas coincidían con los sistemas trabeculares cargando el modelo en posiciones de abducción y aducción. El autor señaló la dificultad de valorar las fuerzas musculares de la cadera porque esta magnitud varía en cada instante.

Pauwels (1948, 50, 51 y 55) realizó estudios en modelos fotoelásticos y los resultados obtenidos mostraron que la arquitectura del hueso está adaptada a la fuerza a la que el hueso está sometido, y que el hueso está construido con el mínimo de material necesario para soportar las cargas. Pauwels demostró que la musculatura sirve para eliminar el momento de flexión a que están sometidos los huesos por su situación excéntrica respecto del centro de gravedad.

Evans y sus colaboradores Lissner y Pedersen, entre 1948 y 1962 realizaron numerosos análisis de las cargas que soporta la parte superior del fémur. Los estudios, mediante revestimiento con laca, se llevaron a cabo utilizando una carga vertical con apoyo horizontal de los cóndilos y con un ángulo abierto hacia afuera de 3 grados.

Jakobsson (1954) llevó a cabo pruebas en modelos fotoelásticos para determinar la distribución de fuerzas en articulaciones de la cadera normales y displásicas.

Kummer (1955-6-9) llevó a cabo experimentos sobre fuerzas en modelos de plexiglás.

Fessler (1957) encontró en estudios fotoelásticos en un modelo de articulación de la cadera líneas de fuerzas que se parecían a la disposición del sistema trabecular, los experimentos se realizaron en un solo plano. Mather (1967) estudia 28 pares de fémures y comprueba que su re-

sistencia mecánica es similar en ambos lados, con un valor medio de 644-645 libras antes de la rotura, existiendo una ligera diferencia a favor del lado izquierdo pero sin valor estadístico significativo.

Hirsch (1956) en ensayos de resistencia a la fractura encuentra que la cortical inferior del cuello soporta un 40% del esfuerzo total. La cortical superior un 20% y la esponjosa un 30%, en la esponjosa distingue los dos haces trabeculares y a cada uno le corresponde un 15% de resistencia mecánica; en 1960 obtiene fracturas del cuello de fémur, que se parecen a las que se observan en la clínica, provocadas con fuerzas verticales de unos 500 kilos (de 300 a 800) y axiales asociadas de hasta 70 kilos.

Para Robles Marín (1974) la resistencia a la fractura con carga vertical es de 500 a 710 kilos.

CAVIDAD ACETABULAR.

Sobre el comportamiento del acetábulo hay mucha menos bibliografía que sobre el comportamiento del cuello femoral. Las dificultades de ensayos válidos en coxales ha propiciado simulaciones con moldes de coxales artificiales, como los realizados por Dietschi en 1975. Éste concluye, aun utilizando un material homogéneo diferente a la complejidad de la estructura trabecular del coxal, que existen tres fuerzas principales que actúan sobre la cavidad coti-

loidea: el peso del cuerpo, la acción de los músculos abductores y la fuerza transmitida por la cabeza femoral. Estas tres fuerzas causan una deformación elástica de la cavidad cotiloidea durante la carga.

Debido a la flexibilidad del cartílago articular entre las dos superficies articulares existe una congruencia aceptable, por lo que, en teoría, las cargas deberían distribuirse en toda la superficie por igual, pero sin embargo, existen observaciones como las de Rydell (1966), en las que dicha carga aparece localizada en una primer área de contacto, extendiéndose posteriormente al resto de la superficie; estos ensayos se realizaron mediante implantación de prótesis instrumentadas.

Afoke (1984), estudia el contacto de la cabeza femoral con la cavidad cotiloidea en cadáveres, encontrando cómo varía el área de contacto, en magnitud y situación con la carga y la posición relativa de las superficies articulares.

El hueso subcondral actuaría, tras la amortiguación del recubrimiento cartilaginoso, como el distribuidor de la carga que para algunos es de 50 kg/cm^2 , o incluso superior, de acuerdo con la superficie del acetábulo que se considera. Al aumentar el ángulo céntrico diafisario, o cuando el acetábulo se verticaliza, disminuye la superficie de la carga y por tanto aumenta la presión por unidad de

superficie.

Para Cabot (1971) en el plano horizontal la anteversión fisiológica es de unos 14 grados y corresponde a una distribución equilibrada de presiones mientras que una mayor anteversión sobrecarga la presión ventral del acetábulo, y una retroversión la presión dorsal del mismo.

Swanson y colaboradores (1975) encuentran que la presión media que soporta el cotilo es de 9 a 22 kilos por centímetro cuadrado, alcanzando a veces hasta 50 kilos. Por encima de 50 kilos por centímetro cuadrado el cartílago comienza a deteriorarse.

La importancia de la lámina ósea subcondral como distribuidora de esfuerzos es todavía ampliamente discutida, aquellos que utilizan prótesis articulares con diseños de cavidades cotiloideas de superficie exterior esférica, indican que respetan el hueso subcondral que sería el repartidor de la carga, y critican a los que, utilizando acetábulos protésicos tronco-cónicos, deben labrar una cavidad mucho más amplia fresando dicho hueso subcondral y eliminando su papel distribuidor de carga en la estructura trabecular del acetábulo.

Mizrahi y colaboradores (1981) miden la presión que recibe el cartílago del acetábulo en diferentes situaciones y encuentran que la mayor presión se ejerce sobre los segmentos anterior y posterior y la menor en el fondo y

cénit del acetábulo.

Holm (1980) realiza ensayos con modelos bidimensionales plásticos para el análisis óptico de las líneas de fuerza, comprueba la concentración de líneas en la escotadura ciática y como las líneas alrededor del acetábulo varían poco, independientemente de la dirección de la presión aplicada.

Vasu y colaboradores (1982) en sus ensayos coloca la pelvis orientada de forma que las espinas ilíacas anteriores y superiores están en un mismo plano vertical. Tras analizar cortes de coxales y ensayar en modelos fotoelásticos, en dos dimensiones, comprueba la coincidencia de las líneas de fuerza obtenidas con la disposición trabecular.

ESTRUCTURAS MUSCULARES.

La articulación de la cadera está rodeada por músculos grandes y fuertes ligamentos. Los músculos y, en cierto modo los ligamentos, afectan y complican los cálculos de fuerzas que actúan en la cabeza del fémur. La falta de información sobre la magnitud y dirección de estas fuerzas bajo circunstancias diferentes ha hecho difícil entender la biomecánicas de la articulación de la cadera. En sus análisis Meyer y Culmann consideraron que la carga en la cabeza femoral era de solo 30 kg. Se les atribuye no haber tenido en cuenta las fuerzas musculares. Pero Meyer sabía

que la fuerza que actúa en la cabeza del fémur está influenciada por los músculos, ya que en 1849 señaló que el cartílago de la articulación está sometido a una presión determinada por la gravedad y la fuerza muscular.

La disposición de los músculos y su acción ya ha sido estudiada, nos limitaremos aquí a revisar los estudios de las fuerzas que dicho músculos desarrollan y su papel respecto de la carga que su actividad genera sobre la articulación.

Grünewald (1920) creía que debido a la acción muscular las fuerzas que actúan en la articulación de la cadera pueden llegar a 400 kg. Storck (1931) calculó la fuerza que actuaba en la articulación de la cadera su magnitud y dirección. En apoyo monopodal la fuerza muscular calculada era el doble del peso del cuerpo. La distancia entre la línea de acción de la gravedad y el centro de la cabeza fue calculada en 10 cm y la distancia entre la línea de acción de la musculatura y el centro en 5 cm.

Orts Llorca (1952) dice que en la posición en bipedestación cómoda o económica, es la tensión del ligamento del Bertin la que mantiene la pelvis en posición sin acudir a la contracción muscular que sólo aparece cuando, por la desviación del centro de gravedad hacia atrás, el ligamento es insuficiente o si la desviación es anterior y deja de ser efectivo.

Tobin (1955) analiza la estructura normal y los cambios que se aprecian cuando el cuello se inclina en coxa vara o valga. Muestra la compresión que ejerce la acción muscular sobre el trocánter mayor y el cuello.

Johnsson (1963) estudia la actividad de los músculos de la cadera electromiográficamente. Los músculos más importantes para la posición de pie son el glúteo mediano y el tensor de la fascia lata.

Rabischong y Avril (1965) comprueban como la acción muscular descarga los componentes de flexión de los huesos.

Pocos autores han realizado ensayos simulando simultáneamente las fuerzas musculares.

Los estudios experimentales sobre fracturas del cuello de fémur realizados por McLaughlin y Frankel en 1970, ponen de relieve la enorme importancia de la contracción muscular que mediante deceleración en la caída disminuye la energía de la misma, haciendo notar la necesidad de un sistema neuromuscular normal para amortiguar los esfuerzos dinámicos en saltos y caídas.

Frankel explica los ensayos realizados de forma muy simplificada cargando el esqueleto de la articulación de la cadera y simulando la acción de los músculos abductores, en sus resultados encontró que la parte superior del cuello del fémur no está sometida a tracción sino a compresión; la compresión es progresiva conforme se acerca a la cortical

inferior del mismo, en claro contraste con la tan generalmente admitida teoría de cargas opuestas de tracción y compresión. En su experiencia Frankel señala que si las condiciones de carga se modifican, reduciendo la fuerza de los músculos abductores simulada, y permitiendo que la cadera se sostenga en posición desequilibrada, aparece una distribución de esfuerzo totalmente distinta, comprobándose como en los ensayos aparecen grandes esfuerzos tensiles de tracción en la corteza superior del cuello femoral. Figura 70. Esto justifica los hallazgos clínicos en las fracturas de fatiga del cuello femoral. Rengman (1960) publica un caso de fractura de cuello femoral en la que pudo observar la curación espontánea con reposo; Yadav (1974), Wolfgang (1977) y Miller (1979) señalan otros casos. Lo que invalida completamente, a nuestro juicio, la posibilidad de la existencia de esfuerzos permanentes de tensión o tracción en la parte superior del cuello femoral, ya que los mismos provocarían la progresión irremediable de la fisura iniciada al disminuir progresivamente la cantidad de las trabéculas que soportan el esfuerzo.

Johnston (1979) diseña un modelo matemático, utilizando los datos de Fick sobre situación de las inserciones musculares y datos de estudios de valoración de las secciones musculares, en la variación espacial de las masas musculares, define la relación mecánica óptima en la cadera

indicando que el ángulo cérvico diafisario debe ser de 130 grados y la longitud del cuello de 45 mm, no tienen en cuenta ángulo de anteversión del fémur;

CINEMATICA DE LA ARTICULACION.

La cinemática se ocupa del estudio de las cargas y esfuerzos de los elementos que componen la articulación en movimiento. La articulación coxofemoral en condiciones normales se considera como una articulación esférica, aunque realmente la cabeza femoral no lo es exactamente, algunos autores prefieren llamarle ovoide cefálico como Aeby (1863). En primer lugar nos ocuparemos de la tribología articular, el cartílago articular normal bañado por el líquido sinovial es la más perfecta articulación conocida, con unos índices de rozamiento estimados en 0,01, inferiores a cualquier otro tipo de superficies en contacto, y que se mantienen habitualmente en esos niveles hasta una edad avanzada, Maroudas (1973). En la articulación se produce un desplazamiento que implica rodadura y deslizamiento simultáneamente entre las dos superficies articulares. La denominada incongruencia articular no es más que la perfecta adaptación de la forma de las superficies en contacto a la capacidad fisiológica de deformación del cartílago, la congruencia perfecta, al tratarse de superficies deformables por la carga, daría lugar, tras una posición estática

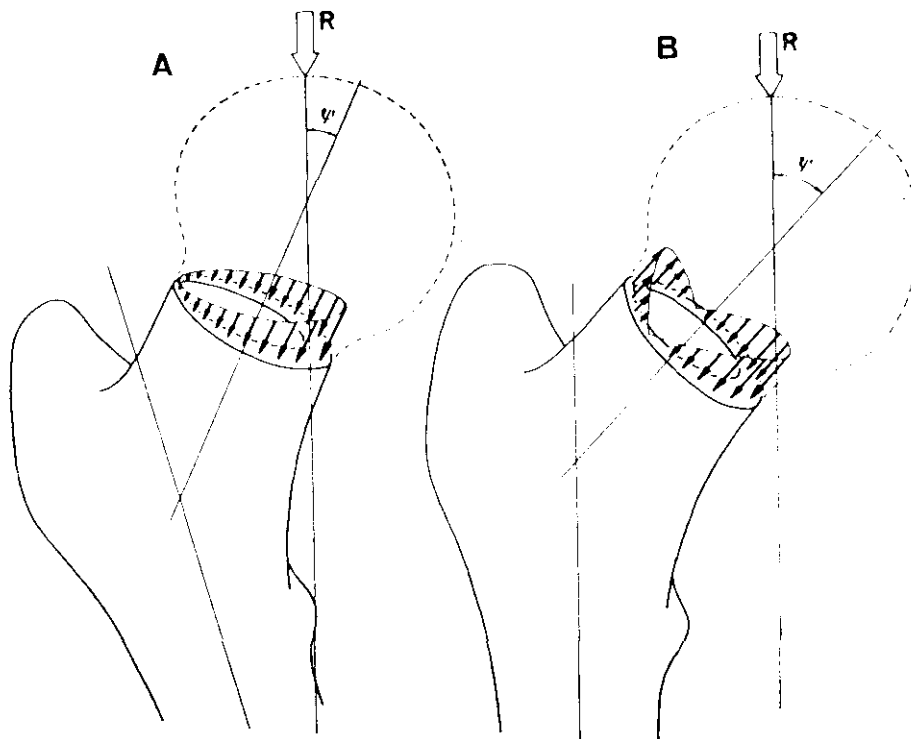


FIGURA 70

Diagrama de distribución de esfuerzos en el
cuello femoral.

A.-Fisiológica: Existe compresión en toda la sección del cuello. B.-Patológica: aparecen esfuerzos de tracción en la parte superior del cuello femoral. Tomado de Frankel; biomecánica de la cadera, en Tronzo: Cirugía de la cadera, cap. 5, Panamericana, Buenos Aires, 1980.

mantenida, a un escalón en los límites de la zona apoyada que, al reemprender el movimiento, se opondría al mismo, lesionando el cartílago.

La movilidad de la articulación y la acción de los músculos que la realizan, así como el papel limitador de los ligamentos capsulares ya se han estudiado.

Los factores de la estabilidad de la articulación de la cadera también se mencionaron al estudiar su anatomía. Nos ocuparemos aquí de las cargas a que están sometidas las subestructuras dinámicamente, relacionando desplazamientos, velocidades y aceleraciones del fémur respecto de la pelvis durante la marcha y la influencia del peso corporal sobre estas estructuras.

A los importantísimos trabajos de Pauwels (1935) debemos el primer estudio de las sollicitaciones mecánicas de la cabeza femoral durante la marcha y en apoyo monopodal. Este autor, universalmente conocido, partiendo de los trabajos de Otto Fischer (1899) sobre cinemática de la marcha mediante un método fotogramétrico muy preciso, analizó las resultantes de las fuerzas implicadas en la misma, peso corporal, velocidad y aceleración y fuerzas transmitidas; algunas externas y mensurables, como el peso, la velocidad y aceleración, pero otras internas como la contracción muscular que no es posible valorar.

Para resolver este problema de la valoración de las

fuerzas musculares recurrió al trabajo de A. Fick (1849), reproducido por R. Fick en su manual de anatomía de 1911.

Para el estudio de las sollicitaciones de la cabeza del fémur, analiza la posición número 16 de la marcha, definida en la experiencia de Otto Fischer (1899), en la que el miembro inferior que apoya es perpendicular al suelo, y el contralateral está en la fase de oscilación, cruzando su centro de gravedad el plano sagital. Figura 71. En este momento sobre la cadera que apoya se transmite el peso del cuerpo menos el del miembro apoyado; pero, además soporta la fuerza muscular precisa para impedir la caída de la pelvis hacia el lado opuesto, y la fuerza que la oscilación del centro de gravedad genera por su aceleración y deceleración, y que depende de la masa corporal y velocidad del desplazamiento; es decir a las fuerzas estáticas del peso y contracción muscular hay que añadir las fuerzas dinámicas.

Este autor analiza esta posición, determina el centro de gravedad " S_5 " correspondiente al peso del cuerpo menos el del miembro apoyado, así como su trayectoria en el sentido de la marcha con lo que pudo definir la dirección y magnitud de la línea que en cada fase de la marcha separa el centro de gravedad mencionado y el centro de la cabeza femoral. La dirección media está inclinada $42^{\circ} 20'$ respecto del eje bicefálico y transcurre de delante a detrás, y de

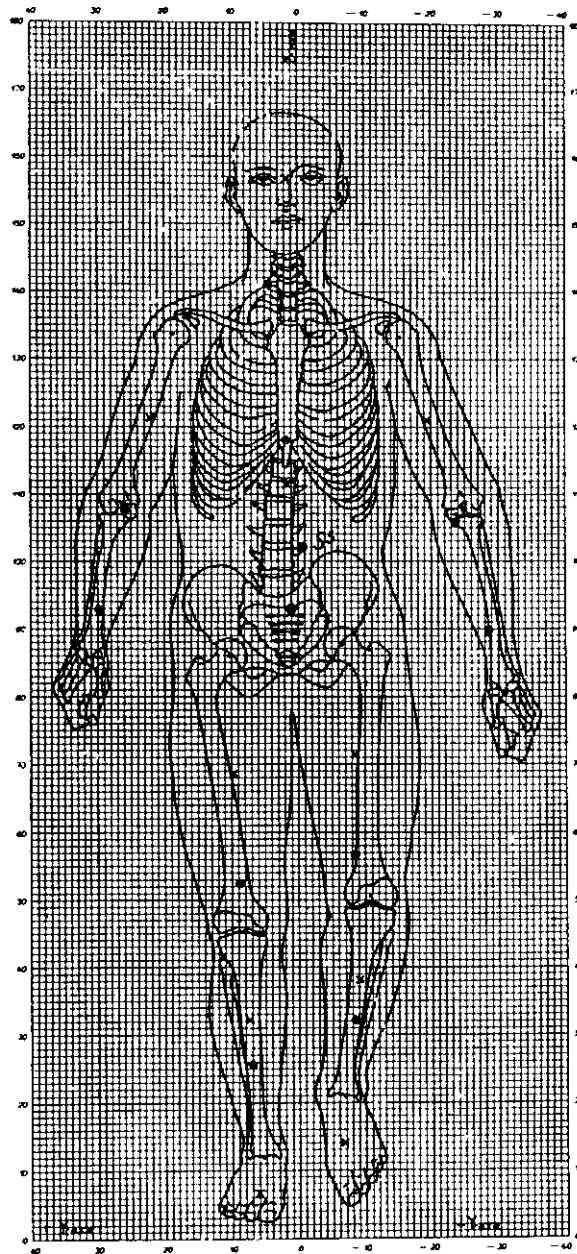


FIGURA 71

Reconstrucción de la fase 16 de la marcha de la experiencia de Fischer. Tomado de Pauwels: *Biomécanique de l'appareil moteur*. Springer Verlag, Berlin, 1978.

dentro hacia afuera. La longitud media del brazo de palanca es de 10,99 cm (datos todos calculados sobre la base de la experiencia de Fischer) por lo que toma como base para su cálculo esta dimensión del brazo de palanca y 0° para la orientación del mismo. Respecto de la resultante de la fuerza muscular acude a los datos de A. Fick ya mencionados, y considera que en esta fase la potencia abductora se consigue por igual contracción de los grupos musculares: pelvitrocantérico (integrado por los músculos glúteo medio, glúteo mínimo y piramidal), y el pelvicrural (músculos tensor de la fascia lata, recto anterior y sartorio), realizando su cálculo con los datos de los momentos de estos músculos, definiendo la fuerza " M " inclinada 21° y pasando 40 mm por fuera del centro de la cabeza femoral, que materializa los momentos combinados de todos los músculos actuantes.

La resultante de las fuerzas " K ", correspondiente al peso corporal, y " N " de la fuerza muscular, nos da la fuerza " R " o resultante de Pauwels, Figura 72, que presenta una dirección de dentro hacia afuera, con inclinación respecto de la vertical de 16° . Por lo que la cabeza femoral soporta, en el apoyo monopodal estático similar a fase 16 de la marcha, una carga de casi tres veces el peso corporal completo.

A esta carga estática, hay que añadir la carga dinámi

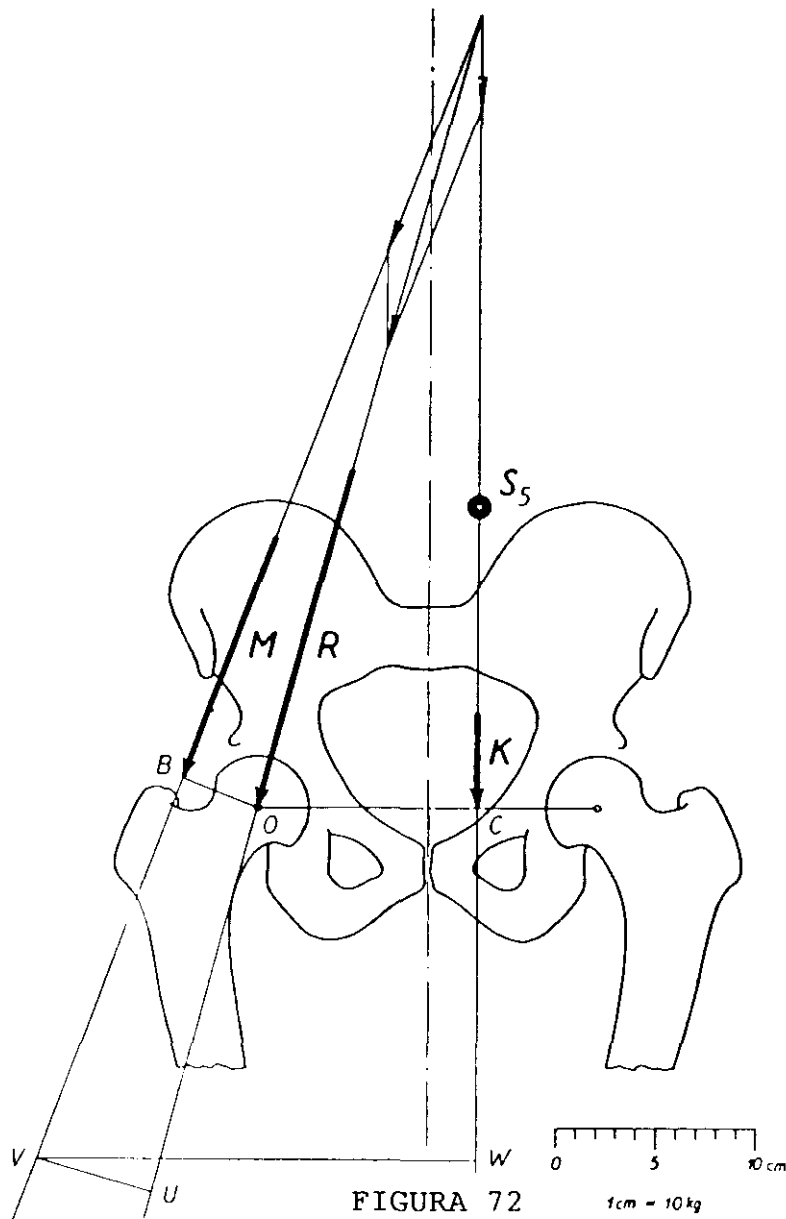


FIGURA 72

Esquema del cálculo de la resultante de Pauwels. S_5 .- Centro de gravedad en la fase 16 de la marcha. K .-Fuerza correspondiente al peso corporal menos el del miembro apoyado. OC .-Su brazo de palanca. M .-Resultante de las fuerzas musculares con OB su brazo de palanca. R .-Resultante sobre el centro de giro de la cadera. Tomado de Pauwels: *Biomécanique de l'appareil moteur*. Springer Verlag, Berlín 1978.

ca vertical que genera el desplazamiento en este sentido del centro de gravedad durante la marcha, también calculada mediante la determinación de la velocidad y aceleración a partir del modelo descrito. El valor de esta fuerza dinámica vertical viene a sumarse con la fuerza " K ", permaneciendo constante el brazo de palanca y la fuerza " M " correspondiente a la acción muscular. Como la fuerza dinámica es positiva cuando el centro de gravedad sube, y negativa cuando baja, la cabeza femoral está solicitada durante la marcha por fuerzas alternativas, como un martilleo, que alcanza hasta cerca de cuatro veces el peso corporal. Lógicamente estas fuerzas se verán incrementadas proporcionalmente durante la carrera o el salto.

La fuerza dinámica horizontal, generada por el desplazamiento del centro de gravedad a ambos lados del plano sagital, la calculó teniendo en cuenta las resultantes de la potencia muscular de los músculos rotadores, y alcanza un valor máximo de 42 kg. para un peso corporal de 58,7 (peso del modelo de Fischer). Concluye Pauwels que esta fuerza puede despreciarse ya que las sollicitaciones más importantes tienen lugar en el plano frontal.

Steindler (1955) realiza un estudio completo sobre la marcha. El peso estático, las fuerzas musculares y las fuerzas dinámicas determinadas por la masa del cuerpo y su aceleración, intervienen en los cálculos de las resultantes

sobre la cabeza femoral. Durante la marcha la fuerza sobre la articulación de la cadera supera el peso del cuerpo.

Knese (1955) calculó la resultante pélvica debido a las fuerzas musculares para un peso de 57 kg en 395 kg, más o menos 4,6 veces el peso del cuerpo. Müller (1957) ha calculado la fuerza en la cabeza del fémur en 4,5 veces el peso del cuerpo, lo que para una persona de 75 kg significaría una carga de más de 330 kg.

Denham (1959) calcula que en posición estática sobre una pierna y con un peso de 68 kg la articulación llevaría una carga vertical de 204 kg, siendo la componente vertical de la fuerza muscular de 136 kg. Añade que si el cuello del fémur se acorta puede ser mayor por lo que en casos de artroplastia la longitud del cuello debe ser mantenida cuanto sea posible. Caminar con un bastón puede reducir la fuerza de 204 kg a 54 kg.

Para Rossi (1963), cuando se está sobre una pierna, para un peso del cuerpo de 68 kg, la fuerza estática sería de 276,1 kg y la fuerza muscular 211 kg. Hauge (1965) señaló que cuando se está sobre una pierna la carga sobre la articulación de la cadera en 180 kg si el cuerpo pesa 60 kg.

Bombelli (1976) realiza un análisis de la marcha muy completo, calculando las fuerzas que actúan sobre la cadera, describe la fuerza horizontal de cizallamiento, fuerza

" Q_M ", y la fuerza de presión, fuerza " P_M ", por descomposición de la resultante de las fuerzas musculares, fuerza " M " de Pauwels, y concluye que la ceja de carga no está inclinada sino que es horizontal. Figura 73.

Maquet y Vu Anh Tuan (1981) repitieron los cálculos realizados por Pauwels, encontrando un valor máximo de 70 Kg para esta fuerza horizontal, y un arco de acción que va de -33° a 23° .

Reylly (1988) encuentra que 1 kilo de apoyo en el bastón descarga 6 kilos en la cadera opuesta, y para un peso de 70 kilos la cadera en apoyo monopodal soporta 210 kilos, debido a las fuerzas musculares.

Por todo lo cual podemos concluir que la cadera está sometida a unas sollicitaciones mecánicas, en función de su peculiar arquitectura, superiores a cualquiera otra articulación del organismo, esto nos explica su construcción perfectamente sólida, y como la alteración de la normal disposición de la orientación de los elementos óseos que la integran puede dar lugar a cambios en las resultantes de las fuerzas musculares y dinámicas, por lo que el conocimiento de la situación espacial de la articulación puede contribuir a una mejor valoración de las mismas.

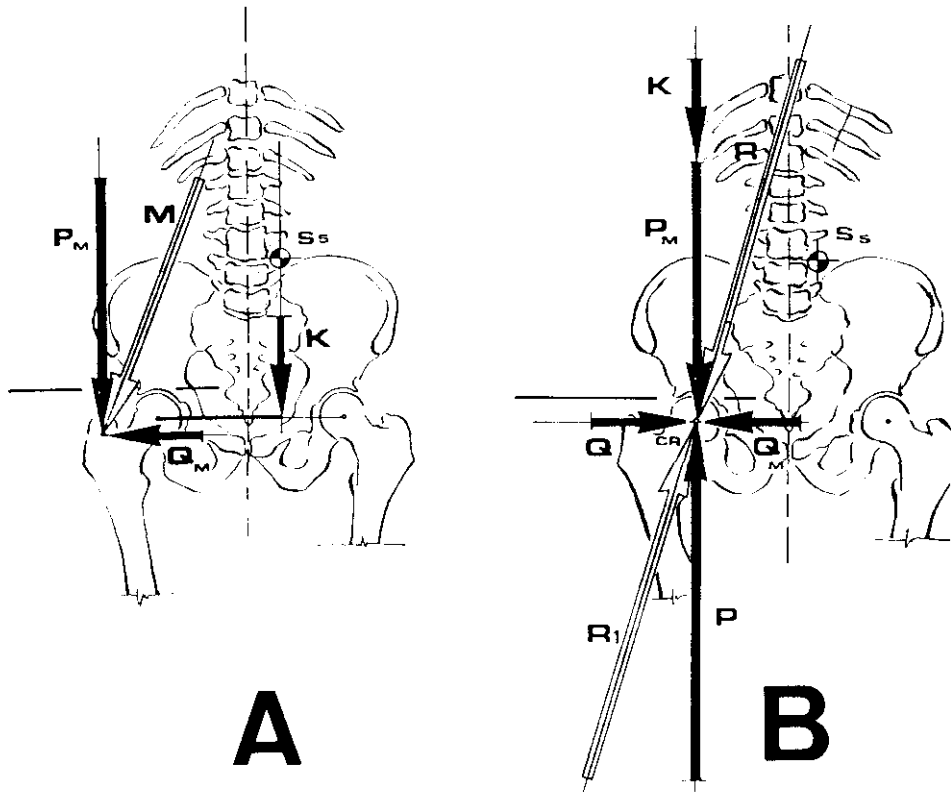


FIGURA 73

A.-Esquema de la descomposición de la fuerza resultante de la contracción muscular en dos fuerzas: una compresiva P_M y otra de cizallamiento Q_M . S_5 .-Centro de gravedad. K .-Peso corporal.

B.-Situación equilibrada. R .-Resultante de Pauwels de las fuerzas musculares P_M y Q_M unidas al peso K . R_1 .-Contraempuje del suelo descompuesto en P fuerza compresiva del suelo y Q fuerza de zizayamiento.

Tomado de Bombelli; Artrosis de la cadera. Editorial Salvat Barcelona 1985 (1ª ed. 1976).

6 DESARROLLO MATERIAL Y METODOS

6-1 MATERIAL: FEMURES, COXALES Y CONJUNTOS

MATERIAL.

Obtención:

Las piezas óseas estudiadas se han obtenido de exhumaciones realizadas en la zona de Madrid, previos los permisos oficiales necesarios.

Los pares de fémures, coxales y sacro correspondientes a un mismo individuo fueron marcados mediante placas de cobre con números iguales, fijadas al hueso mediante hilo grueso de cobre; esto permitió el posterior tratamiento para limpieza y manejo de las piezas óseas sin perder las referencias de las mismas.

Preparación:

El material óseo fue lavado, sumergido en depósitos con agua y lejía y secado al aire libre. Esta operación tuvo que repetirse varias veces en determinados ejemplares hasta ser posible su manejo y medida.

Selección:

Las piezas óseas obtenidas y preparadas fueron examinadas desechando todas aquellas que presentaban defectos o alteraciones consecutivas a fracturas o a patología degenerativa. De un total de 453 fémures y 217 coxales han quedado para nuestro estudio 241 fémures, radiografiados en dos proyecciones, y 116 coxales; incluidos los pertenecientes a 25 conjuntos completos, pelvis y ambos fémures, y 5 hemiconjuntos, hemipelvis y femur correspondiente.

En los casos de conjuntos dada la dificultad de obtener todas las piezas de un mismo individuo íntegras, se conservaron algunas que presentaban partes deterioradas, omitiendo en este estudio aquellas medidas que el defecto óseo hacía imposibles, pero conservando el resto para las demás determinaciones.

Edad y sexo:

En la obtención de las piezas óseas se desconocían el sexo y la edad del individuo a que pertenecían. Si bien se podrían aplicar diversos criterios para la determinación del sexo a las diferentes piezas óseas obtenidas, estimamos que al no ser datos de partida de nuestra recogida de material no deben incluirse en este estudio.

Lateralidad:

En las medidas sí se ha reseñado siempre la lateralidad del hueso en estudio.

Reconstrucción de la pelvis.

Para componer el conjunto pélvico se han seguido las indicaciones de Getz (1955):

La reconstrucción de la pelvis se realiza para proceder a sus medidas mediante plastilina, dejando un espacio entre los pubis de 5 mm, y algo menos en las articulaciones sacroilíacas. En ocasiones la perfecta congruencia articular de las articulaciones sacroilíacas nos ha obligado a dejar hasta 10 mm entre los pubis. La reconstrucción se fija posteriormente con bandas elásticas, que proporcionan la suficiente solidez para proceder a las distintas determinaciones. Las pelvis reconstruidas se ha almacenado en estanterías, en bolsas de plástico, para las ulteriores determinaciones.

6-2 METODOS DE MEDIDAS ANATOMICAS.

Las medidas longitudinales se han realizado dos veces en diferentes ocasiones, las diferencias por encima de $\pm 2\text{mm}$ entre las mismas se han subsanado realizando una tercera determinación del parámetro correspondiente. En caso de diferencias inferiores se anotó como definitiva la cifra media entre las dos determinaciones realizadas.

Para las medidas angulares se ha seguido la misma sistemática.

En los casos en que era indispensable la marca de puntos de referencia se ha realizado repitiendo la sistemática descrita en los diferentes apartados dos veces, en los casos en que existían diferencias entre los dos puntos elegidos se procedió a una tercera determinación para concretar el punto definitivo de referencia.

6-2-1 MEDIDAS ANATOMICAS REALIZADAS SOBRE LOS FEMURES.

Para realizar las medidas anatómicas del fémur nos hemos servido de un soporte, una tabla osteométrica doble, que permite colocar los fémures en posiciones bien definidas y fácilmente reproducibles. El soporte, Figura 74, está construido de madera y presenta una base de 40 x 50 cm que denominamos "plano de apoyo" o plano "X-Y", que corresponde aproximadamente al plano frontal anatómico, y sobre el que situaremos los fémures descansando sobre la cara posterior de ambos cóndilos femorales y la cresta intertrocantérea. Sobre esta base de madera se montó un tabique longitudinal vertical que la divide en dos partes iguales, y cerrando un extremo un segundo tabique transversal, perpendicular a las dos piezas anteriores; ambos tabiques forman una "T", la parte vertical larga de la "T" corresponde al plano sagital anatómico, o plano "Y-Z", y la parte horizontal corta de la "T" corresponde aproximadamente al plano transversal anatómico, plano "X-Z". El soporte queda separado por lo tanto

en dos espacios, izquierdo y derecho, para poder medir en situación semejante los fémures según su lateralidad anatómica. La superficie interior del soporte se ha recubierto de papel milimetrado, lo que facilita la lectura de los distintos parámetros.

Se han construido además un cursor y una plantilla, Figura 74; el cursor no es más que un triedro rectangular que permite la lectura de las distintas magnitudes lineales evitando errores de paralaje; la plantilla es un rectángulo de madera, de 50 x 15 x 2 cm, al que se le ha cortado su cuarta parte, de forma que permite apoyar los fémures en la misma, quedando la cabeza femoral situada sobre la cuarta parte que falta, con lo que puede situarse bajo el plano de apoyo, cuando la forma de alguno de los especímenes lo exige.

COLOCACION DEL FEMUR PARA SU MEDIDA.

Hemos fijado dos posiciones diferentes, para realizar las distintas determinaciones, que denominamos "posición de medida" y "posición normal". En la "posición de medida" cada fémur se coloca dirigiendo la cabeza femoral hacia el borde libre del soporte, en el lado del mismo inverso a su lateralidad, apoyado en la cara posterior de los cóndilos femorales y el borde posterior de la cresta intertrocantérea, sobre el plano horizontal

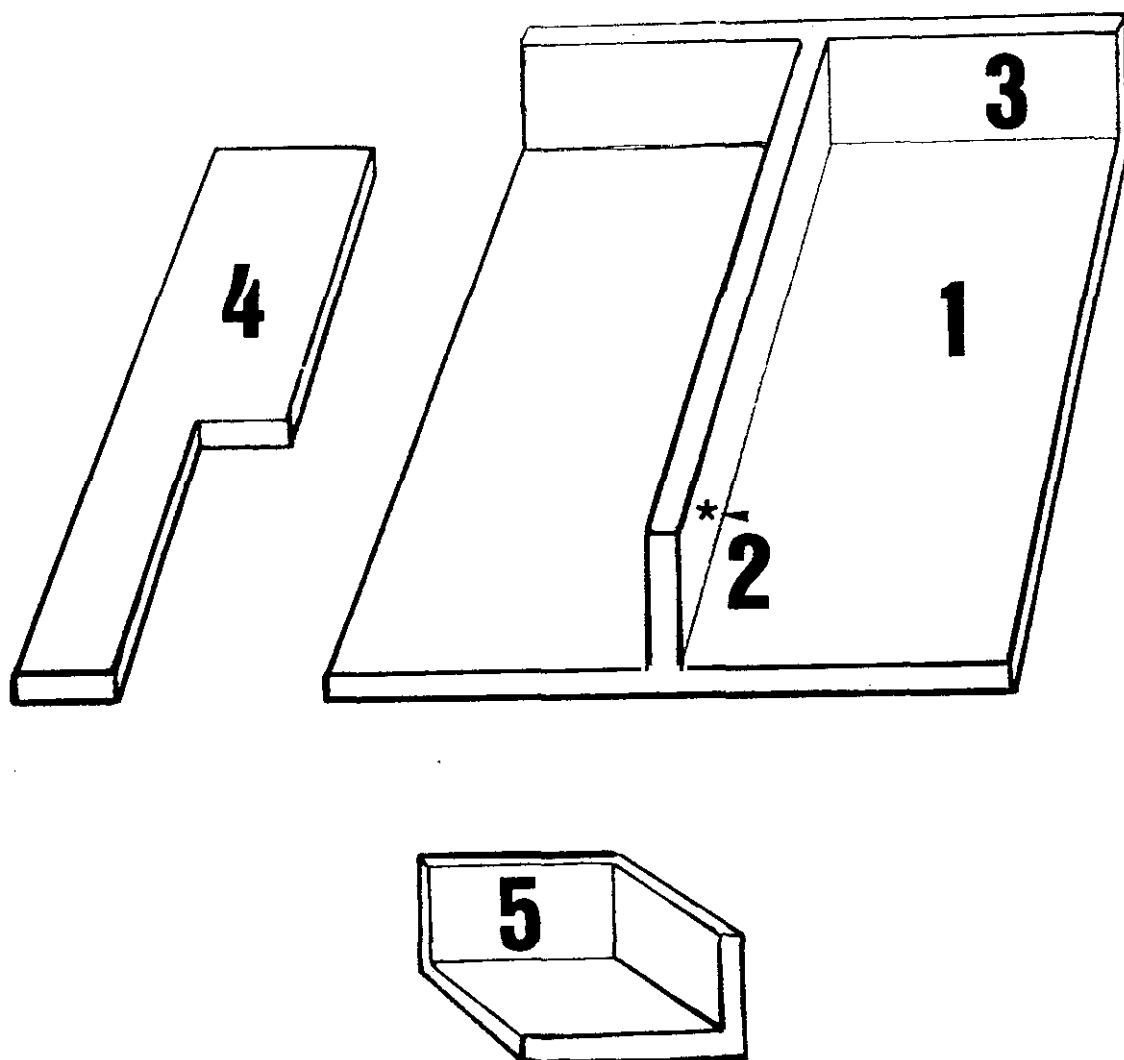


FIGURA 74

Soporte para el fémur.

1.-Plano de apoyo, o plano "X-Y". 2.-Tabique central del soporte, o plano "Y-Z". 3.-Tabique transversal, o plano "X-Z". 4.-Plantilla elevadora. 5-Cursor.

del mismo - plano "X-Y" - estos tres puntos de apoyo dan una posición estable; a continuación se desplaza lateralmente hacia el plano vertical del soporte, plano "Y-Z" normal al anterior, hasta que la tuberosidad condílea externa y la cara lateral del trocánter mayor entran en contacto con el mismo; finalmente, se desplaza distalmente hasta que el cóndilo interno entra en contacto por su parte mas distal con el tercer plano, rama corta de la "T", plano "X-Z"; quedando así la pieza ósea perfectamente estable, en contacto con los tres planos del soporte, y en posición definida y reproducible para realizar las distintas medidas. Figura 75.

En la "posición normal" el fémur se coloca en el mismo lado del soporte que su lateralidad anatómica, con la cabeza femoral dirigida hacia el borde libre, descansando sobre el plano de apoyo o plano "X-Y" por la cara posterior de ambos cóndilos femorales y el borde posterior de la cresta intertrocantérea; a continuación lo apoyamos por la parte distal de ambos cóndilos sobre el plano "X-Z", rama corta de la "T", y lo desplazamos medialmente hasta que el cóndilo interno entra en contacto por su tuberosidad con el tabique central, plano "Y-Z"; quedando así situado en contacto con los tres planos del soporte y en posición estable, definida y reproducible.

En el caso de una retroversión del cuello femoral, el

apoyo bicondíleo trocantéreo puede no ser posible, al entrar la cabeza femoral en contacto con el plano de apoyo y producirse un apoyo cefálico condíleo inestable; este inconveniente se ha resuelto mediante la plantilla elevadora, el fémur colocado sobre la plantilla queda separado del plano del soporte, y la cabeza femoral puede descender bajo el nivel de la misma, permitiendo el apoyo bicondíleo trocantéreo estable como en las demás piezas óseas, y manteniendo su paralelismo respecto del plano de referencia.

SISTEMATICA DE LAS DETERMINACIONES:

LONGITUD ANATOMICA.

La longitud anatómica se mide colocando el fémur en la que denominamos "posición normal". La distancia entre el cursor, colocado tangente a la parte superior de la cabeza, y el plano "X-Z", sobre el que descansan ambos cóndilos, nos da la longitud anatómica. Figura 75.

LONGITUD MAXIMA O CONDILO CEFALICA.

Se determina colocando el fémur en la "posición de medida" descrita, el cursor se coloca tangente a la cabeza femoral y permite la lectura de este parámetro. Una vez determinada marcamos en la diáfisis la mitad de la longitud obtenida, marca "1/2"; a continuación realizamos una segunda marca en el punto medio de la mitad proximal, la marca

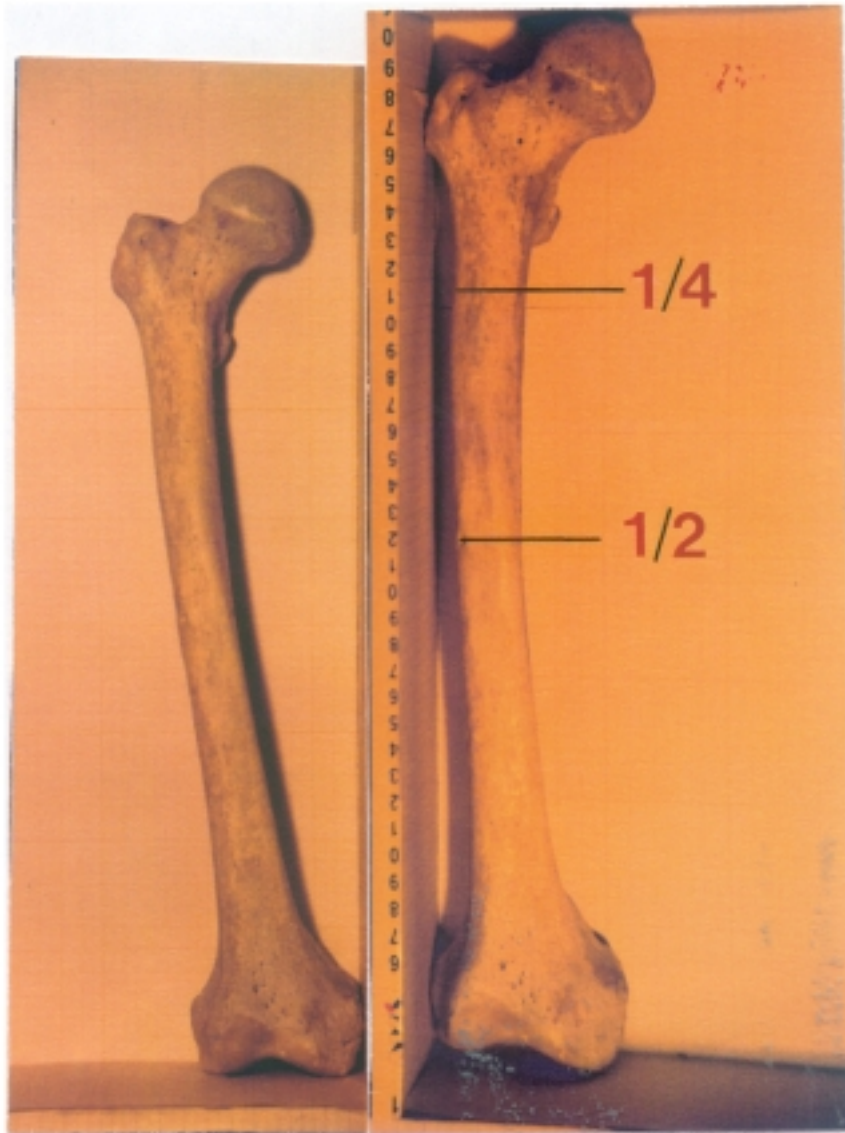


FIGURA 75

En el lado izquierdo "Posición normal", determinación de la longitud anatómica. En el lado derecho "Posición de medida". "1/2" y "1/4".-Marcas de la mitad y cuarto proximal del fémur.

"1/4", cuarto proximal del fémur. Figura 75.

DIAMETROS SUBTROCANTEREOS.

Se miden con pie de rey, se toma el fémur por la diáfisis y se mide el diámetro anteroposterior subtrocantéreo apoyando una rama del pie de rey en la superficie aplanada que existe en la cara posterior, entre el relieve inferior del trocánter menor y la línea de trifurcación externa; el diámetro lateral se mide perpendicularmente al anterior y al mismo nivel.

DIAMETROS DIAFISARIOS.

Se han tomado las medidas con pie de rey a nivel de la mitad de la diáfisis, aprovechando la marca "1/2" realizada al medir la longitud femoral máxima. Se mide un diámetro ántero posterior máximo, entre la línea áspera femoral y la cara anterior del fémur; y un diámetro trasversal máximo, perpendicular al anterior y a su mismo nivel.

ANCHURA MAXIMA DE LA EPIFISIS DISTAL

O DISTANCIA INTETUBEROSITARIA MAXIMA.

La medida se realiza con pie de rey; se coloca el fémur apoyado en el plano "X-Y", en posición indiferente, pero con la epífisis distal, macizo condíleo, hacia el lado libre del soporte para facilitar la medida, las ramas del pie

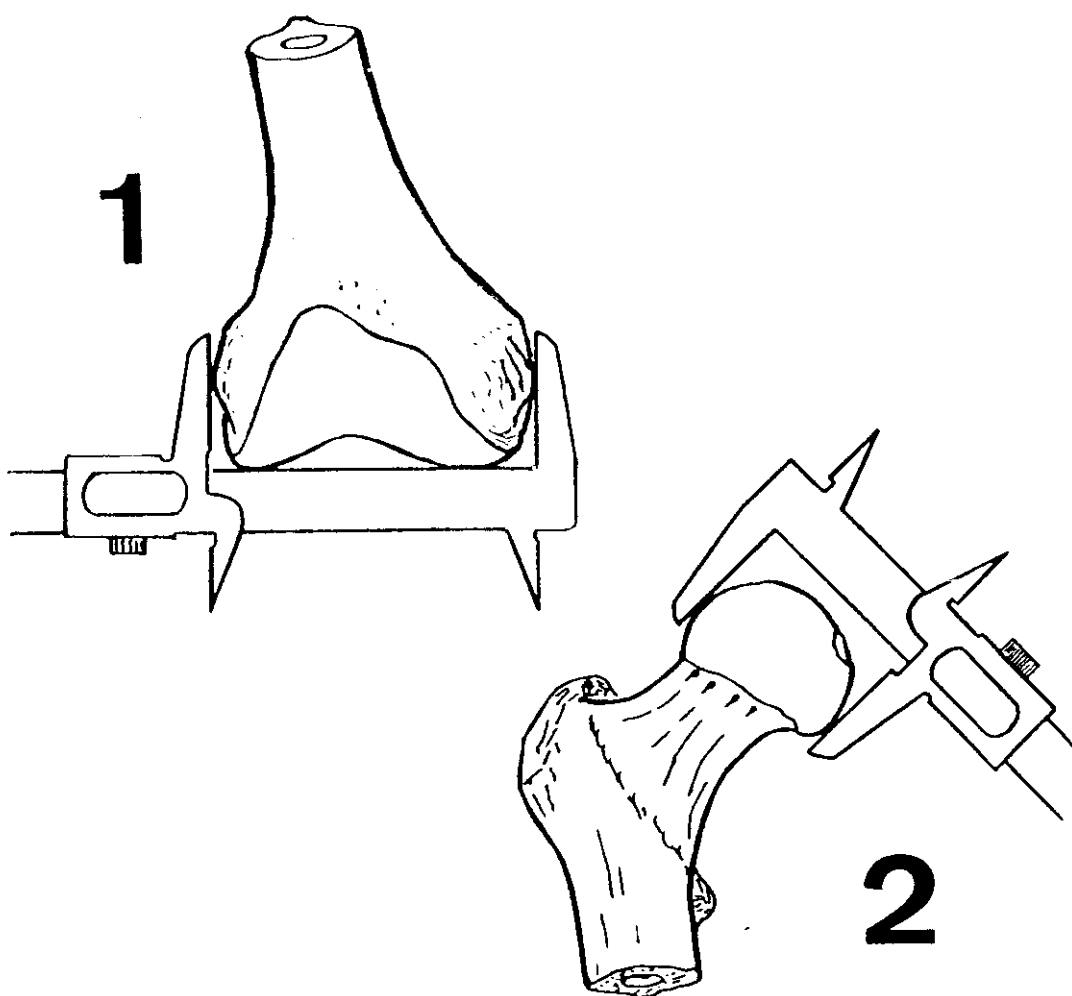


FIGURA 76

1.-Medida de la anchura máxima de la epífisis distal femoral. Nótese la regla del pie de rey tangente a la superficie articular distal de ambos cóndilos.

2.-Medida del diámetro de la cabeza femoral. Nótese la colocación del pie de rey con sus ramas paralelas al eje cérvico cefálico.

de rey se sitúan en los puntos mas prominentes de las tuberosidades condíleas interna y externa, que se marcan, la regla del pie de rey se coloca tangente a la superficie articular distal de ambos cóndilos. Figura 76.

DIAMETRO DE LA CABEZA FEMORAL.

El diámetro cefálico se mide, con el fémur en "posición de medida", colocando el pie de rey con sus ramas paralelas al eje del cuello, medimos entre la parte súpero externa y la ínfero interna de la cabeza femoral. Figura 76.

DETERMINACION DE LOS EJES FEMORALES.

Hemos determinado los ejes: cérvico cefálico, diafisario, diafisario proximal y mecánico del fémur.

La determinación de los ejes femorales la hemos realizado en las distintas perspectivas, planos diferentes, de nuestro soporte de medida, según las necesidades de nuestro estudio.

DETERMINACION DEL EJE CERVICO CEFALICO.

El eje cérvico cefálico es el definido por el centro de la cabeza femoral y el centro del cuello.

Estos puntos de referencia hay que determinarlos en visión ántero posterior, lateral interna y cráneo caudal.

Se determina el centro de la cabeza femoral mediante unas plantillas transparentes en las que hay dibujados círculos concéntricos, separados dos milímetros y medio, con diámetros que van de uno a siete centímetros, similares a las utilizadas por Mose (1964) para valorar la esfericidad de la cabeza femoral. Estas plantillas tienen una perforación en su centro lo que permite una vez colocadas sobre el contorno de la cabeza, marcar el centro de la misma.

El punto medio del cuello femoral se traza colocando la plantilla transparente sobre la parte más angosta del mismo, de manera que el círculo concéntrico que coincida con sus dimensiones quede centrado, tangente o secante por igual respecto de sus bordes, marcando dicho punto a través de la perforación que tiene la plantilla. Figura 77.

Estas determinaciones deben realizarse en visión normal al plano en que descansa el fémur, ya que de otra forma se marcarían cada vez centros distintos según la inclinación con que se dirija la mirada del observador; evitamos los errores de paralaje mediante un visor construido con la plantilla transparente y una mira, montados sobre un soporte vertical que permite desplazar el conjunto verticalmente hasta apoyarse en la pieza ósea para facilitar las marcas. Figura 77.

Para realizar estas determinaciones en visión antero-posterior se coloca el fémur descansando sobre el plano de



FIGURA 77

Determinación del centro de la cabeza femoral en visión anteroposterior, aspecto del visor ortogonal.

A.- Cabeza no esférica y B.- Cabeza esférica.

apoyo del soporte. La marca del centro de la cabeza cuando es esférica, no ofrece dificultades, pero requiere unas instrucciones precisas para ser realizadas de forma fiable cuando la cabeza femoral no es exactamente esférica: se busca la coincidencia o el paralelismo del círculo del diámetro apropiado con la parte inferior interna y la superior externa de la cabeza femoral, aun cuando exista una falta de coincidencia en la parte superior interna del perímetro cefálico, Figura 77. La marca del centro del cuello no plantea dificultades, realizandose en la parte mas angosta del mismo.

En visión lateral interna se coloca el fémur apoyado en el tabique longitudinal del soporte, plano "Y-Z", por los cóndilos y la cresta intertrocantérea, descansando sobre el plano de apoyo del mismo, plano "X-Y", por la tuberosidad externa y la cara externa del trocánter mayor; la cabeza femoral queda dirigida hacia la parte libre del mismo, lo que permite la fácil colocación del visor con la plantilla transparente. Al realizar la marca correspondiente al centro del cuello se coloca este paralelo al plano de apoyo, para hacer mas visibles sus bordes anterior y posterior, levantando el macizo condíleo hasta colocar la diáfisis a 45 grados aproximadamente del plano de apoyo.

En visión cráneo caudal se coloca el fémur en "posición de medida", colocando el soporte vertical, apoyado en

el suelo el plano "X-Z", desplazamos el fémur hasta que la cabeza quede tangente a la parte libre, situamos el visor con la plantilla apoyado sobre el borde libre del soporte, y realizamos la marca del centro de la cabeza. El centro del cuello en esta perspectiva se realiza como en el caso anterior desplegando el cuello para hacer mas visibles sus bordes anterior y posterior.

La unión del centro de la cabeza femoral y el punto medio del cuello en las distintas visiones permitirá materializar el eje cérvico cefálico mediante bandas elásticas.

DETERMINACION DEL EJE DIAFISARIO.

Para determinar el eje diafisario es preciso marcar los dos puntos que lo definen: el centro de la tangente distal a ambos cóndilos femorales y el punto mas proximal del trocánter mayor.

En visión anteroposterior el eje diafisario lo hemos determinado entre el punto medio de la epífisis distal del fémur, la mitad del parámetro ya medido correspondiente a la anchura máxima de dicha epífisis, y el extremo proximal del trocánter mayor que se determina con facilidad colocando el cursor tangente proximal al mismo, y marcando el punto de tangencia. Este eje se materializa con una cuerda elástica, estando el fémur colocado sobre el soporte en "posición normal". Figura 78.

DETERMINACION DEL EJE DIAFISARIO PROXIMAL.

El eje de la diáfisis proximal, eje que coincide aproximadamente con el eje diafisario, lo hemos determinado en visión anteroposterior y lateral interna.

El eje diafisario proximal en visión anteroposterior se define uniendo los puntos medios de la diáfisis en las marcas de la mitad y del cuarto proximal realizadas al determinar la longitud máxima del fémur. Figura 78.

El eje de la diáfisis proximal en visión lateral interna lo trazamos marcando la pieza ósea 5 cm proximalmente a la marca que corresponde al cuarto proximal del fémur y uniendo los puntos medios de ambas marcas, aprovechando que esta zona proximal no presenta incurvaciones.

El eje diafisario real en visión lateral interna no es una línea recta debido a la incurvación hacia atrás de la diáfisis femoral en el plano sagital, este hecho nos obliga a considerar el eje de la diáfisis proximal, que es la parte visible en los estudios radiográficos en la práctica clínica.

DETERMINACION DEL EJE MECANICO:

En visión anteroposterior se determina entre el centro de ambas tuberosidades condíleas, y el centro de la cabeza femoral. En visión lateral se determina entre el centro de-



FIGURA 78.

Materialización de los ejes mediante bandas elásticas, en visión anteroposterior. Se pueden observar los ejes céntrico cefálico, diafisario y mecánico en visión anteroposterior.

la cabeza femoral y el punto mas prominente de la tuberosidad condílea interna. Figura 78.

MEDIDA DE LOS ANGULOS FEMORALES.

Para realizar las medidas de los distintos ángulos femorales hemos utilizado un goniómetro que permiten lecturas de hasta un grado y un círculo graduado con precisión de medio grado para medir ángulos de escasa cuantia.

MEDIDA DEL ANGULO CEFALO CERVICO DIAFISARIO.

El fémur se coloca en el soporte en "posición normal" sobre el plano horizontal, es decir apoyado en la cara posterior de los cóndilos femorales y de la cresta intertrocantérea; estos tres puntos de apoyo dan una posición estable. A continuación medimos el ángulo entre los ejes diafisario y cérvico cefálico, materializados mediante bandas elásticas, manteniendo el círculo graduado paralelo al plano de apoyo. La lectura nos dará el valor del ángulo céfalo cérvico diafisario, proyectado sobre el plano de referencia "X-Y", es decir en visión anteroposterior. Figura 79.

MEDIDA DEL ANGULO CEFALO CERVICO DIAFISARIO PROXIMAL.

Este ángulo queda definido por el eje cérvico cefálico y el eje diafisario proximal, su lectura nos dará el valor

del ángulo proyectado sobre el plano de referencia "X-Y", el fémur se coloca en la misma posición que en la anterior determinación. Figura 79.

MEDIDA DEL ANGULO DE ANTEVERSION.

Para realizar la medida del ángulo de anteversión o declinación, hemos seguido la siguiente sistemática: el hueso se coloca en la "posición de medida", y se desplaza hacia el lado libre del soporte hasta que la cabeza femoral queda tangente al mismo.

La medida se va a realizar por lo tanto entre el eje cérvico cefálico en visión craneocaudal y el plano definido por la tangente posterior a ambos cóndilos femorales y el punto de apoyo de la cresta intertrocantérea, plano "X-Y" o plano de apoyo.

Así situado el hueso, el goniómetro se coloca en el lado libre del soporte, con lo que el fémur se ve desde su extremo proximal, y hacemos coincidir una rama con el eje cérvico cefálico y la otra con el borde libre del plano de apoyo del soporte. La lectura nos dará el valor del ángulo de anteversión proyectado sobre el plano del soporte que corresponde al plano transversal anatómico, plano "X-Z". Este ángulo queda modificado por el ángulo de valgo diafisario. Figura 79.

En los casos en que el ángulo de anteversión es de muy

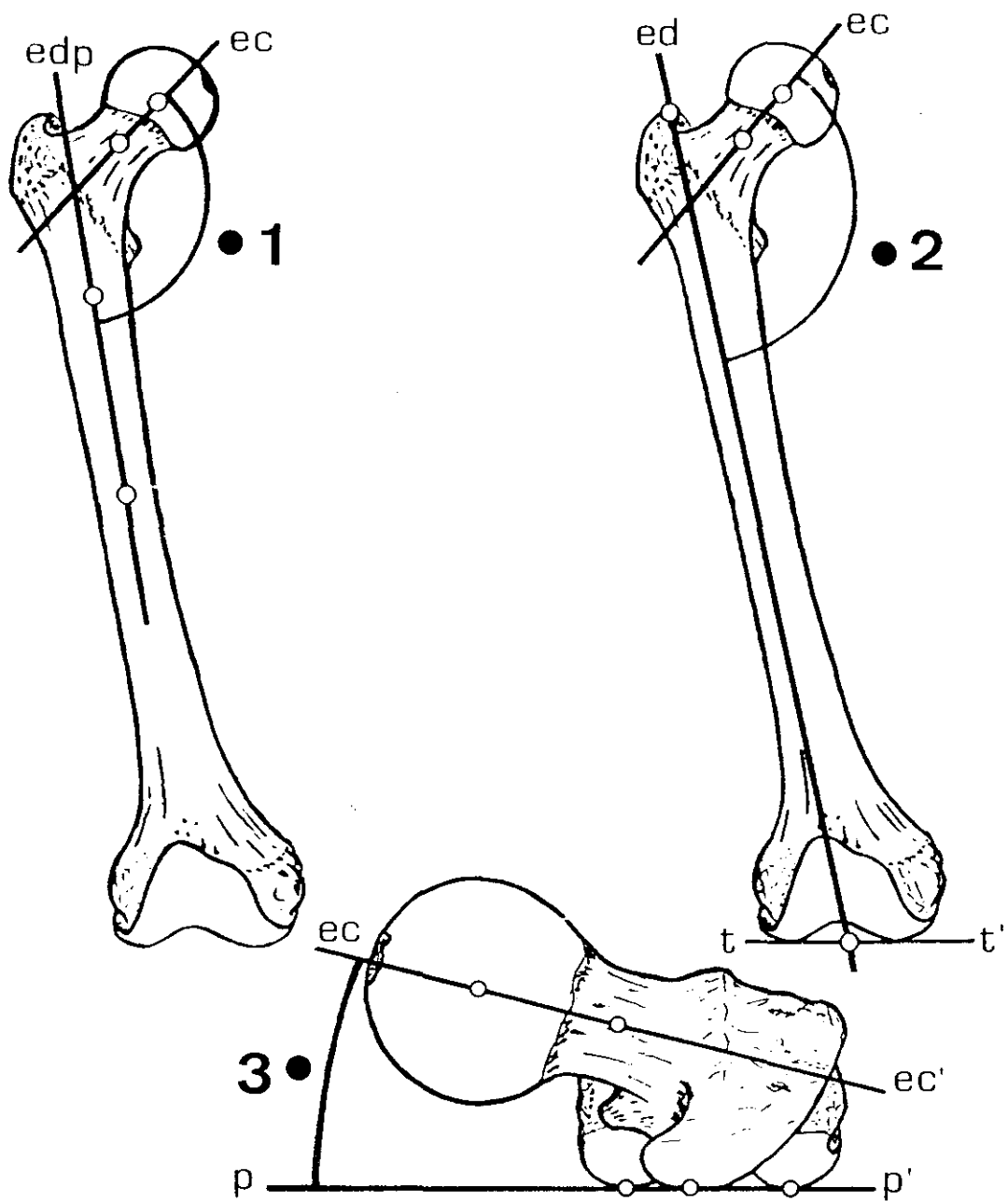


FIGURA 79.

1.-Medida del ángulo céfalo cérico diafisario. 2.-
 Angulo céfalo cérico diafisario proximal. 3.-Medida del
 ángulo de anteversión o inclinación, visión craneo caudal.

escasa cuantía, o en aquellos en los que pudiera ser negativo, es preciso utilizar la plantilla elevadora para permitir el apoyo bicondíleo trocantéreo, y una rama del goniómetro se coloca, coincidiendo con el borde de la plantilla, pudiendo así medir ángulos negativos.

MEDIDA DEL ANGULO DE DIVERGENCIA.

Este ángulo es el medido entre el eje diafisario y la vertical, es decir la perpendicular al plano tangente distal a ambos cóndilos femorales, plano "X-Z", tabique transversal del soporte, con el fémur colocado en "posición normal". Al no tener materializada la vertical se toma el valor del ángulo y se restan 90° ; se mide el ángulo hacia la cara interna anatómica de cada fémur. Figura 80.

MEDIDA DEL ANGULO DEL EJE MECANICO CON LA VERTICAL.

Se determina entre el eje mecánico y la tangente distal a ambos condilos, al no tener materializada la vertical. Así mismo se restan 90° como en la anterior determinación, y se mide hacia la cara interna anatómica de cada fémur, de forma que son positivos los que superan dicho valor, pudiendo encontrar valores positivos, negativos o nulos. Figura 80.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE MECANICO Y EL EJE

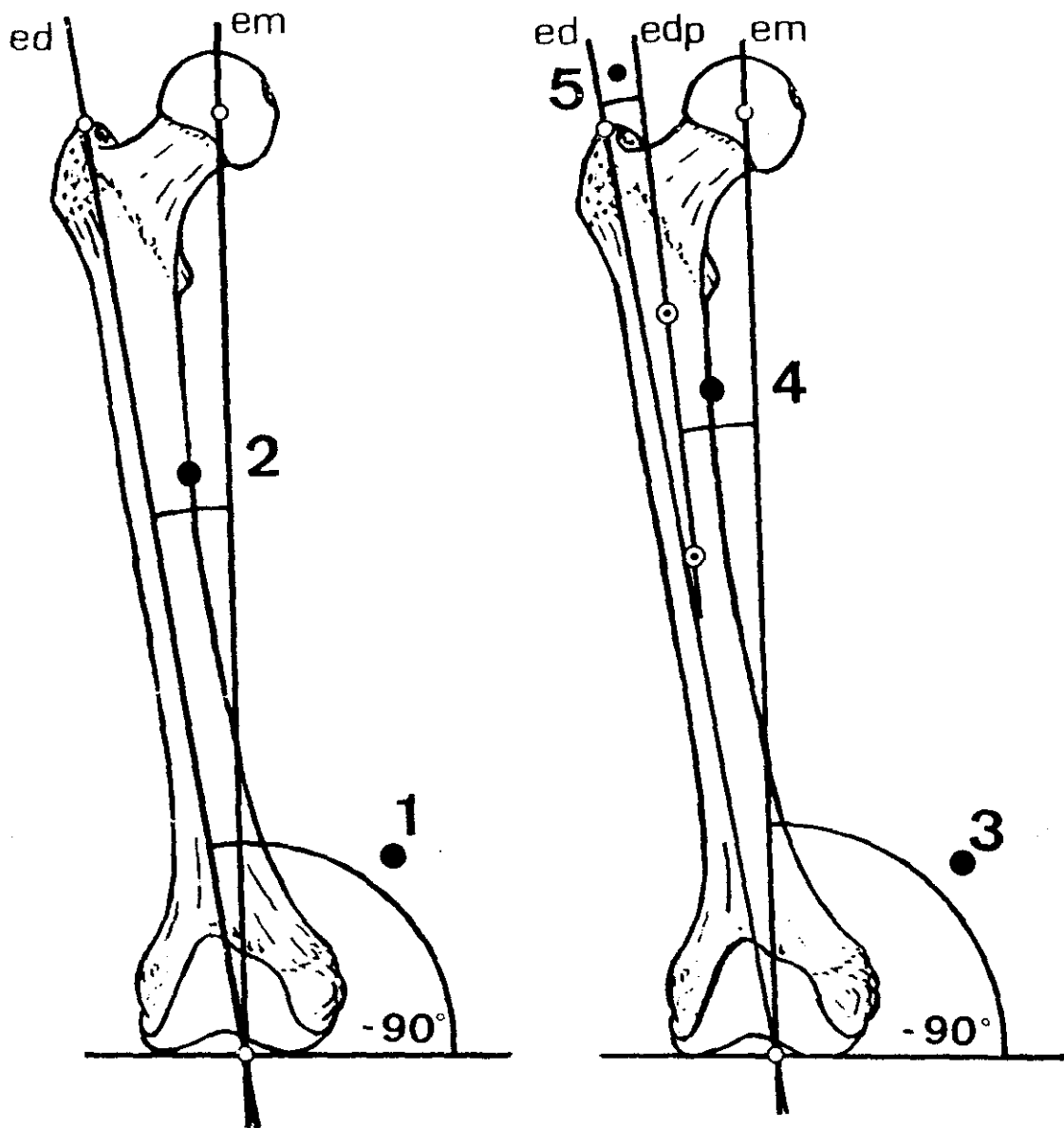


FIGURA 80

En visión anteroposterior: 1.-Angulo de divergencia. 2.-Angulo del eje mecánico con el eje diafisario. 3.-Angulo del eje mecánico con la vertical. 4.-Angulo del eje mecánico con el eje diafisario proximal. 5.-Angulo entre los ejes diafisario y diafisario proximal.

DIAFISARIO.

Se determina entre dichos ejes, materializados con bandas elásticas, en visión ánteroposterior. Figura 80.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE DIAFISARIO Y EL EJE

DIAFISARIO PROXIMAL.

Se determina entre ambos ejes en visión anteroposterior. Figura 80.

MEDIDA DE ANGULOS EN VISION LATERAL INTERNA.

En la práctica clínica de manera usual se determina el ángulo de anteversión a partir de los datos obtenidos por las medidas del ángulo de inclinación femoral o cérvico diafisario en dos proyecciones, anteroposterior y axial, en nuestro estudio hemos determinado también los valores de los distintos ángulos femorales en visión lateral interna, perspectiva equivalente a la obtenida en la proyección axial radiográfica que se realiza en la práctica clínica.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE MECANICO

Y EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL.

ANGULO DE RETROVERSION DIAFISARIA PROXIMAL.

Se determina entre ambos ejes en visión lateral interna, con el fémur colocado en "posición de medida". Figura 81.

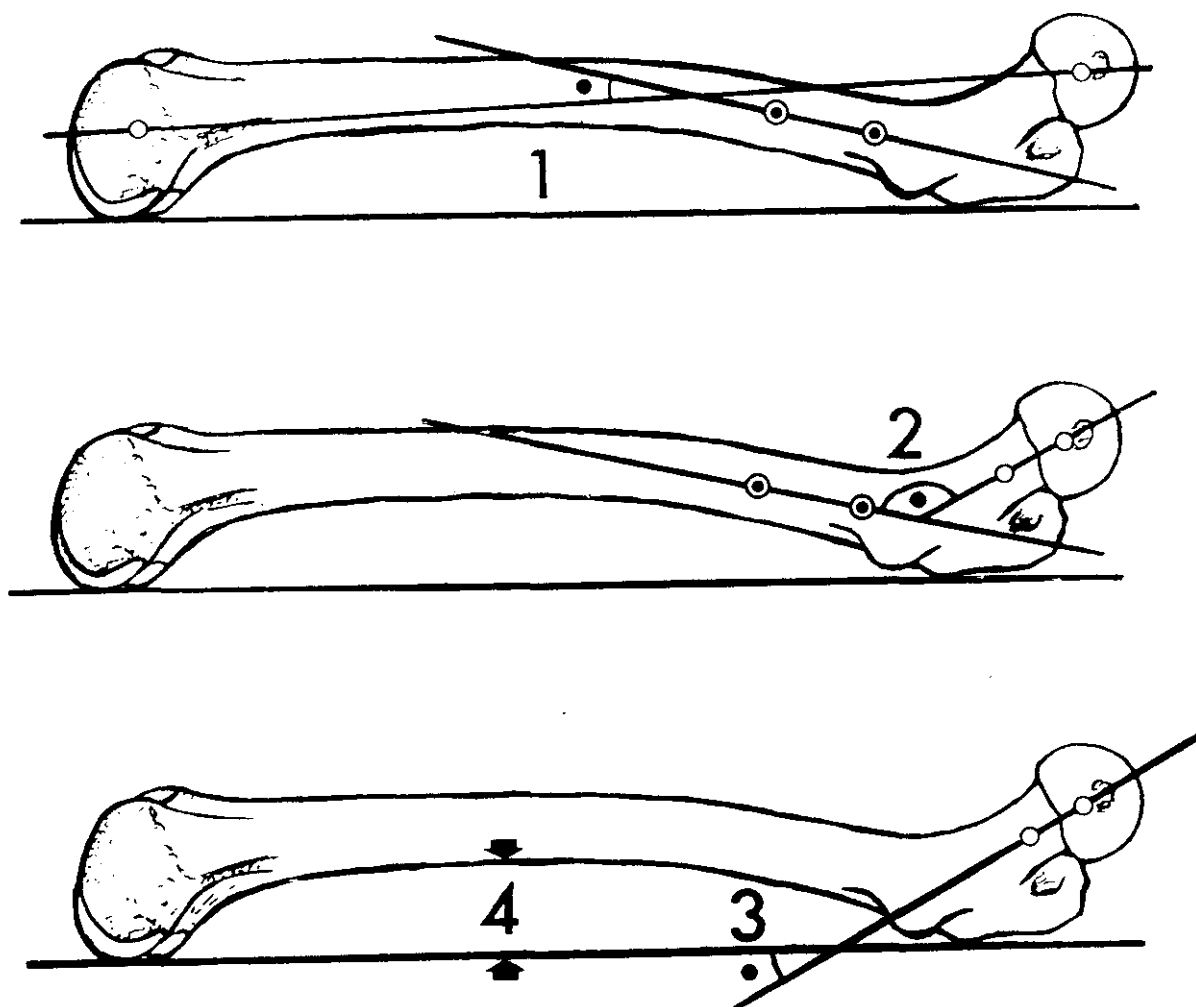


FIGURA 81

Angulos en visión lateral interna. 1.-Eje mecánico y eje diafisario proximal. 2.-Eje diafisario proximal y eje cérvico cefálico. 3.-Eje cérvico cefálico y plano de apoyo o plano "X-Y". 4.-Determinación de la flecha máxima.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL Y
EL EJE CERVICO CEFALICO
ANGULO DE INCLINACION AXIAL.

Se mide entre ambos ejes en visión lateral interna.
Fémur colocado en "Posición de medida". Figura 81.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE CERVICO CEFALICO Y EL
PLANO "X-Y", O PLANO DE APOYO.
ANGULO DE ANTEVERSION AXIAL.

Se mide en visión lateral interna. Fémur colocado en
"Posición de medida". Figura 81.

FLECHA MAXIMA

Es la distancia máxima entre la línea áspera y el plano de apoyo bicondíleo trocantéreo, se mide con pie de rey, llevando el fémur, situado en el plano de apoyo, hasta un borde libre del mismo. Figura 81.

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LA CABEZA FEMORAL.

Para determinar la situación de la cabeza femoral hemos realizado las siguientes determinaciones:

- Distancia máxima entre el eje diafisario y el centro de la cabeza femoral.

La medida de la distancia máxima entre el eje diafisario y el centro de la cabeza femoral, la realizamos colo-

cando el fémur en el plano de apoyo, de manera que el eje cérvico cefálico quede paralelo al mismo, cóndilos apoyados en un plano inclinado de ángulo igual al de anteversión; en esta posición, mantenida mediante una banda elástica que pasa por la diáfisis del hueso, realizamos en visión ántero posterior la determinación de la distancia mediante el pie de rey, midiendo entre el eje diafisario materializado por una cuerda elástica y el centro de la cabeza femoral determinado con la plantilla transparente provista de círculos concéntricos.

A continuación se realizan las medidas que permiten situar el centro de la cabeza femoral respecto de los tres planos de referencia. Figura 82.

- Distancia entre el centro de la cabeza femoral y el plano de apoyo bicondíleo trocantéreo.

Se realiza con el pie de rey midiendo entre el centro de la cabeza femoral marcado en la visión craneo caudal de la cabeza y el plano horizontal del soporte.

- Distancia entre el centro de la cabeza femoral y el plano sagital.

Se mide con pie de rey la distancia entre el centro de la cabeza femoral marcado en visión anteroposterior y el tabique central del soporte con el fémur colocado en "posición normal".

- Distancia del centro de la cabeza femoral al plano

"X-Z".

Se mide con el fémur colocado en "posición normal" la distancia entre el plano tangente distal a ambos cóndilos femorales y el centro de la cabeza femoral marcado en visión anteroposterior. Figura 82.

MEDIDA DE LA SITUACION DEL TROCANTER MENOR.

Para conocer la situación del trocánter menor se han realizado tres medidas. Figura 82.

Respecto del plano de apoyo:

Habitualmente el trocánter menor queda ligeramente elevado sobre el plano de apoyo definido por la cara posterior de ambas cóndilos femorales y el trocánter mayor, medimos la distancia entre este relieve óseo y el plano horizontal "X-Y" mediante el pie de rey; en aquellos casos en los que el trocánter menor puede quedar al nivel de dicho plano de apoyo, la lectura es cero; y cuando desciende por debajo del mismo, se anota la cifra con signo negativo.

Respecto del plano sagital:

Determinamos también la distancia que existe entre el trocánter menor y el plano "Y-Z" del soporte, colocando el fémur en la "posición normal" descrita para la medida de la longitud anatómica, con la tuberosidad condílea interna apoyada sobre el plano "Y-Z", midiendo la distancia entre el relieve óseo y el plano mencionado con el pie de rey.

Distancia respecto del plano "X-Z":

Con el fémur en "posición normal" se determina la distancia del vértice de la eminencia ósea al plano tangente distal a ambos cóndilos femorales.

MEDIDA DE LA ALTURA DEL TROCANTER MAYOR

Esta determinación se ha realizado determinando la distancia del vértice del mismo al plano tangente distal a los cóndilos femorales con el hueso en posición normal.

MEDIDA DE LA DISTANCIA ENTRE EL CENTRO

DE LA CABEZA FEMORAL Y EL EJE DIAFISARIO

Esta determinación se ha realizado entre la prolongación del eje diafisario y el centro de la cabeza femoral colocando el fémur con el cuello paralelo al plano del soporte.

MEDIDA DE LA SITUACION DE LAS TUBEROSIDADES CONDILEAS

Se ha determinado la distancia de cada una de las tuberosidades con el plano de apoyo, plano X-Y, y con el plano tangente distal a los cóndilos femorales, plano Y-Z, Figura 82.

INDICE DE PLATIMERIA O INDICE MERICÓ.

Se determinó a partir de las medidas de los diámetros

anteroposterior y lateral subtrocantéricos. Viene dado por la fórmula:

$$\text{Indice mérico} = \frac{\text{Diámetro anteroposterior} \times 100}{\text{Diámetro transversal subtrocantéreo}}$$

Permite clasificar los fémures en:

HIPERPLATIMERIA	X - 75	PLATIMERIA	75 - 84.9
EURIMERIA	85 - 99.9	ESTENOMERIA	100 - X

INDICE PILÁSTRICO.

Se determinó con la fórmula habitual, a partir de las medidas de los diámetros anteroposterior y lateral en el punto medio diafisario ya determinado.

$$\text{Indice Pilástrico} = \frac{\text{Diámetro anteroposterior} \times 100}{\text{Diámetro lateral}}$$

Permite clasificar los fémures con índice pilástrico:

Nulo	X - 100	Débil	100 - 109.9
Mediano	110 - 119.9	Fuerte	120 - X

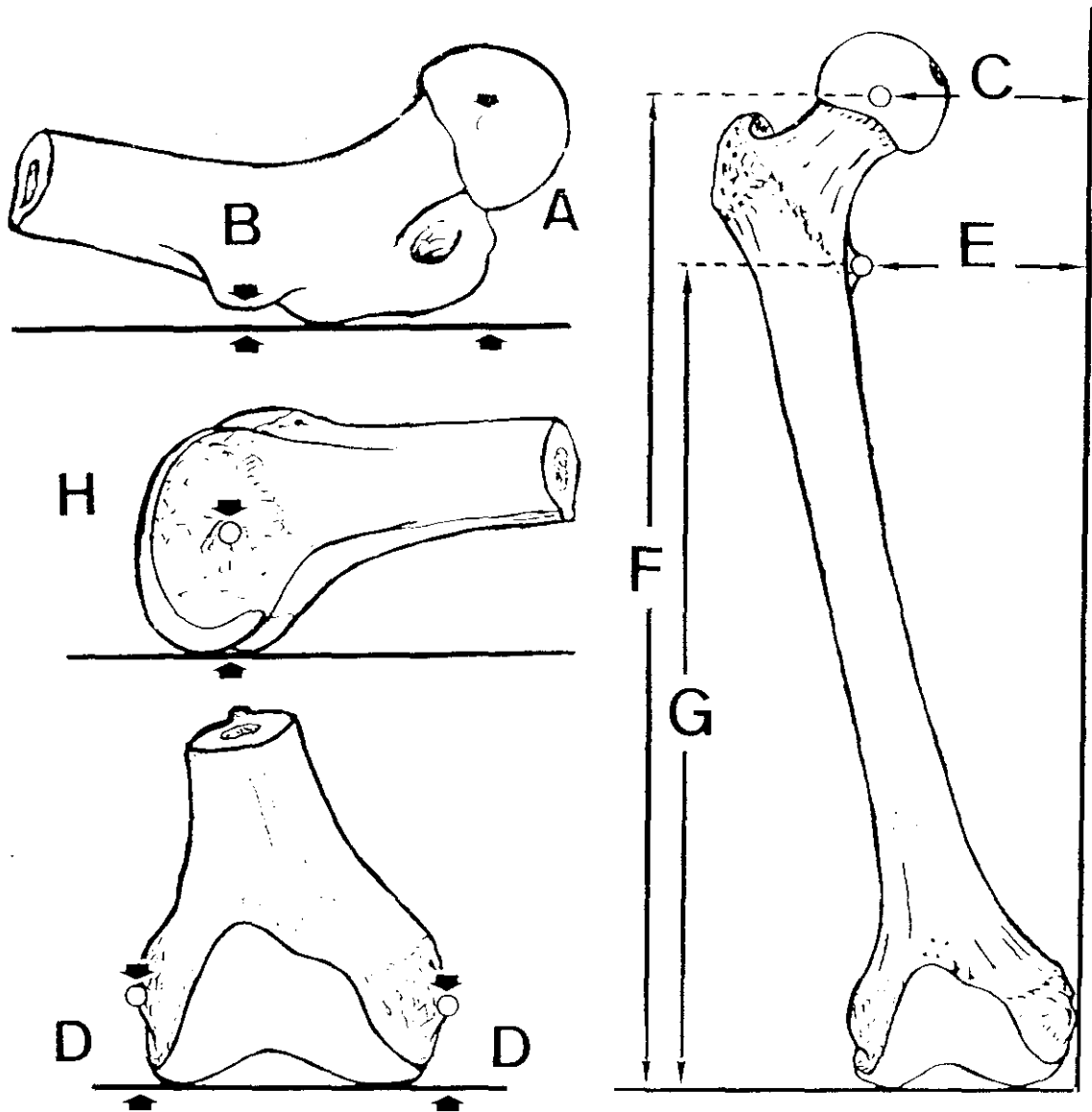


FIGURA 82

Determinaciones de: 1.-Distancia del centro de la cabeza "a" y del trocánter menor "b" al plano de apoyo. 2.- Al plano sagital "c" y "e". 3.-Al plano tangente distal a los cóndilos femorales "f" y "g". Situación de la tuberosidades condíleas: "h" distancia al plano de apoyo, y "d" distancia al plano tangente distal a los cóndilos.

6-2-2 MEDIDAS ANATOMICAS DEL HUESO COXAL.

La dificultad para colocar el hueso coxal aislado en una posición válida para todos los ejemplares anatómicos que permitiera, como en el fémur, una colocación comparable, nos ha obligado a idear una sistemática de medida diferente a la utilizada con este último. Por otra parte, los parámetros del hueso coxal nos interesan para situar espacialmente su cavidad cotiloidea respecto del mismo; por lo antedicho hemos elegido como referencias básicas tres relieves óseos, los dos primeros en las espinas ilíacas antero superior y postero superior respectivamente, y el tercero en el ángulo antero superior del pubis. La unión de estos tres puntos constituye un triángulo que será la base de una pirámide triangular, cuyo vértice el centro de la cavidad acetabular trataremos de situar espacialmente respecto a los mismos. Figura 83.

La escasez de conjuntos óseos completos nos ha llevado a determinar un cuarto punto de referencia, en el isquion,

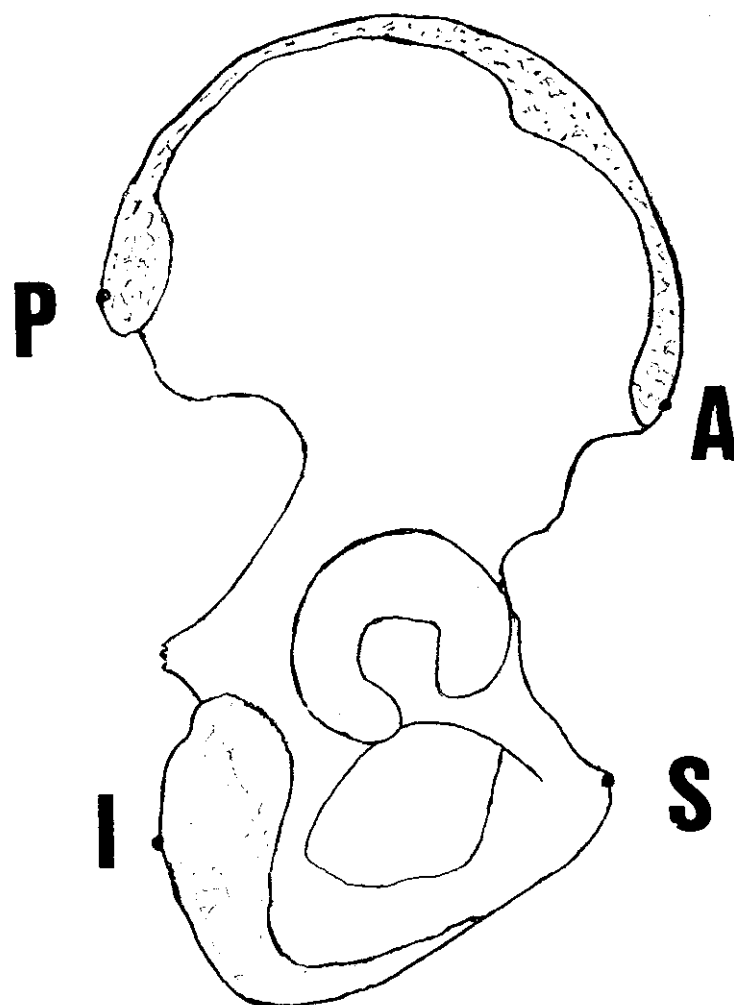
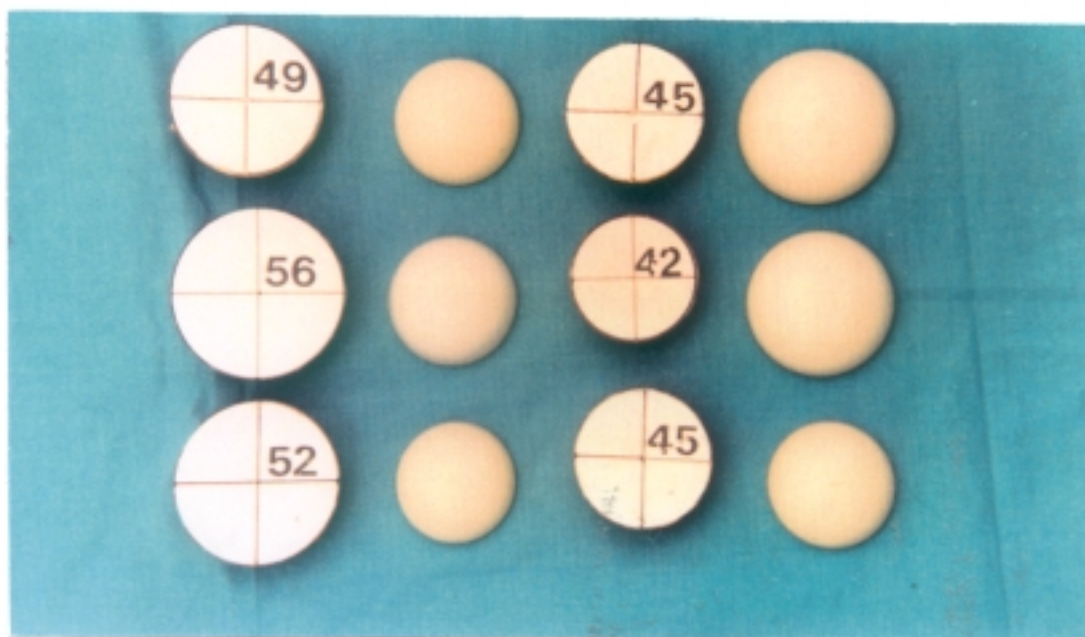


FIGURA 83.

Esquema del hueso coxal en el que se han marcado los puntos de referencia básicos. A.-Espina ilíaca anterior superior. P.-Espina ilíaca posterior superior. S.- Punto de referencia del pubis. I.-Punto de referencia en la tuberosidad isquiática.

que supla cualquiera de los tres anteriores si están deteriorados en alguna de las piezas óseas.

La determinación del centro de la cavidad cotiloidea la hemos resuelto mediante un artificio bastante simple; hemos construido medias esferas macizas con diámetros progresivos desde 35 a 55 mm, marcando en la zona circular plana de la hemiesfera el centro geométrico de la misma mediante dos diámetros perpendiculares.



Al medir un coxal probamos la hemiesfera que mejor se adapta a la cavidad cotiloidea, Figura 84; en caso de que no se adapte se escoge la inmediata mayor o menor según la falta de congruencia apreciada. Como quiera que la cavidad cotiloidea no es exactamente una hemiesfera hueca, la hemiesfera elejida puede no adaptarse exactamente al contor-

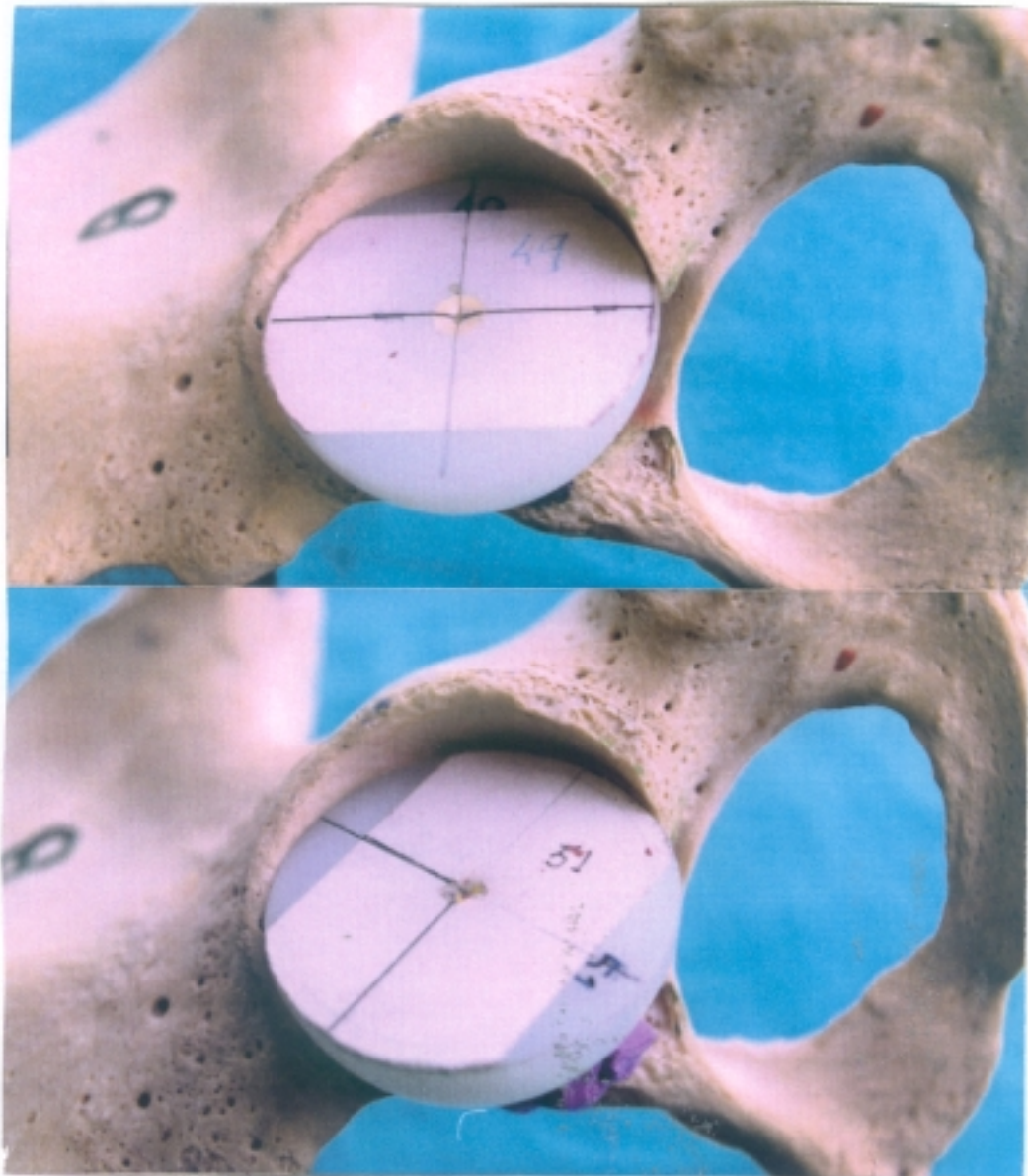


FIGURA 84.

Adaptación a la facies lunata: Arriba adaptada, abajo grande. Las líneas marcadas en la hemiesfera determinan la dirección de la medida de los diámetros del acetábulo.

no articular, pero su centro materializa de forma bastante aproximada el de la cavidad articular, además su posición en la cavidad cotiloidea es indiferente, ya que aun introduciéndola con oblicuidades apreciables, su forma geométrica hace que la situación del centro de la misma no varíe.

Hemos considerado de interés situar espacialmente respecto de la articulación coxofemoral un accidente anatómico de la cresta ilíaca, el **tubérculo ilíaco**, por estimar que el mayor espesor de dicha cresta a su nivel puede estar relacionado por una concentración de esfuerzos mecánicos y su situación podría aportar algún dato para la valoración global de la articulación.

Así mismo hemos determinado la que denominamos **flecha máxima del ala ilíaca**, que es la distancia máxima que separa la línea que une ambas espinas ilíacas, anterior superior y posterior superior, del borde libre de dicha cresta, por estimar que su valor puede estar relacionado, por la musculatura que en ella toma inserción, con la situación de la articulación.

Realizamos además sobre los huesos coxales algunas medidas habituales en coxometría. Los puntos de referencia anatómicos utilizados en nuestro estudio, una vez definidos con el método utilizado, mediante dos o más determinaciones, se han marcado para más fiabilidad de las medidas que posteriormente se realizan tomándolos como origen.

DESCRIPCION DEL SOPORTE DE MEDIDA.

El soporte para realizar las medidas de los coxales se ha construido de madera. Se trata de un soporte simple, un triedro, que consta de tres planos perpendiculares entre sí, y que hemos denominado por su situación como: plano horizontal, plano vertical y plano lateral, Figura 85.

Sobre cada uno de los tres planos del soporte se ha colocado papel milimetrado que facilita la lectura de las dimensiones.

Se ha construido además un cursor, otro triedro de menor tamaño, asimismo cubierto de papel milimetrado, que se puede colocar sobre cualquiera de los diedros que forman los planos, que facilita la medida de los distintos parámetros longitudinales.

METODOS DE MEDIDA DE LOS DIFERENTES PARAMETROS.

ALTURA MAXIMA DEL COXAL.

Medimos la distancia máxima posible entre la cresta ilíaca y el isquion. La determinación de los puntos mas alejados se realiza como sigue:

Se toma el coxal por la escotadura ciática y la cavidad acetabular. Se coloca en el soporte de medida apoyando en el plano lateral el ala ilíaca, y el isquion se coloca apoyado en el cursor. Haciéndolo oscilar en dos planos di-

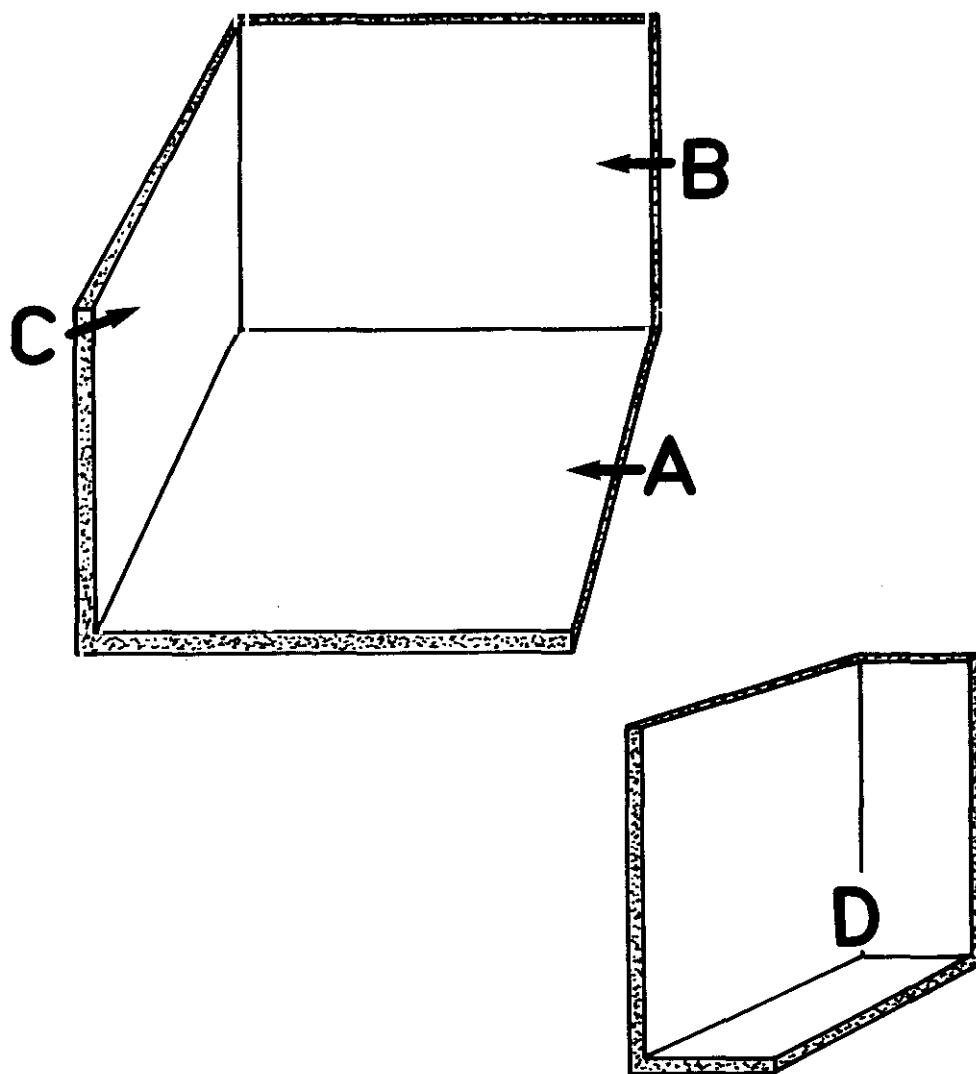


FIGURA 85.

Soporte de medida para el coxal. A.-Plano horizontal.
B.-Plano vertical. C.-Plano lateral. D.-Cursor.

ferentes encontramos la dimensión máxima. La lectura se efectúa sobre la escala del soporte de medida directamente donde marca el cursor.

Para evitar el error que supondría la situación oblicua del coxal, los puntos entre los que se realiza la medida se hacen coincidir con marcas opuestas diametralmente en las retículas del plano lateral y del cursor. Figura 86.

ANCHURA MAXIMA DE ILION O ANCHURA DEL ALA ILIACA.

Se toma el coxal por el agujero isquio pubiano, se apoya la espina ilíaca posterior superior en el plano lateral del soporte de medida y la espina ilíaca anterior superior en el cursor. Se busca la dimensión máxima como en la determinación anterior, y se hace la lectura igualmente. Después se marcan en las espinas ilíacas los puntos entre los que se ha realizado la medida, lo que permitirá para las medidas desde otras direcciones elegir siempre la misma referencia. De otra forma al ser estos relieves óseos redondeados, podrían tomarse puntos de referencia distintos.

Llamamos "A" a la referencia correspondiente a la espina ilíaca anterior superior, y "P" a la correspondiente a la espina ilíaca posterior superior.

Denominado anchura del ala ilíaca por Martin (1914), este parámetro sirve también para nuestro cálculo de la situación espacial de la cavidad cotiloidea. Figura 86.

FLECHA MAXIMA DEL ALA ILIACA.

Se materializa la línea de medida de la anchura máxima del ilion mediante una regla flexible, línea "A-P", y desde ella se busca la máxima distancia al borde libre del ala ilíaca. Se anota dicha distancia y la distancia a la espina ilíaca anterior superior del punto en que se ha realizado la medida, punto "F". Figura 86.

DISTANCIA ISQUIO PUBICA MAXIMA.

Diámetro ísquio púbico de Reverte (1981).

Se toma el coxal por el ala ilíaca, se apoya el pubis en el plano lateral y la tuberosidad isquiática sobre el cursor, se busca la dimensión máxima y se realiza la lectura como en las medidas precedentes. El punto en que el pubis se apoya en el plano de medida corresponde habitualmente al relieve óseo situado en la parte antero superior de la carilla articular de la sínfisis; se marca denominándolo punto "S". Marcando así mismo el correspondiente del isquion, punto "I", cuya situación es más variable en el relieve de la tuberosidad isquiática, oscilando según los especímenes entre el centro de su cara posterior y el borde posterior de la misma. Figura 86.

ANCHURA MINIMA DEL ILION.

Se mide entre el surco supra acetabular, bajo la espi-

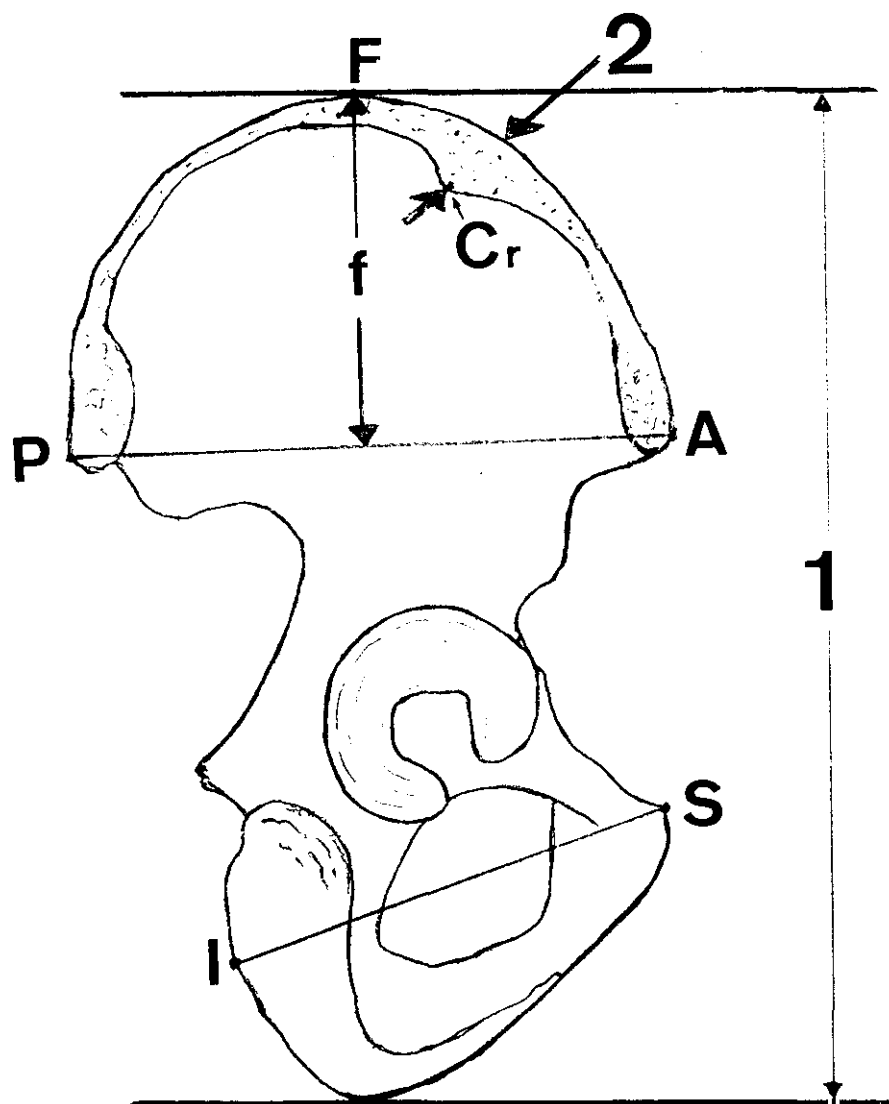


FIGURA 86.

1.-Medida de la altura máxima del coxal. 2.-Anchura de la cresta ilíaca en el tubérculo de la misma. 3.-Determinación de la flecha máxima del ala ilíaca. "A-P".-Línea de referencia y anchura máxima del ala ilíaca. "F".- Punto más alejado de la cresta respecto de "A-P". "f".-Flecha máxima. "I-S".-Distancia isquiopúbica máxima. Cr.-Punto de la cresta.

na iliaca anterior inferior y por encima del reborde cotiloideo y la escotadura ciática mayor. Este parámetro tiene importancia para la determinación del sexo, Reverte (1981) indica que cifras entre 64 y 65 mm son el promedio para el sexo masculino, y cifras de 57 a 58 mm lo son para el sexo femenino.

Se toma el coxal con su cara externa hacia el que mide. El pie de rey se coloca por detrás con sus ramas de medida hacia adelante. Una rama se apoya en el surco supra-cotiloideo, es decir, entre la espina ilíaca anterior inferior y el borde del acetábulo; la otra, en la escotadura ciática. Se hace girar el coxal para determinar la máxima dimensión a ese nivel que será la anchura mínima, ya que de otra forma, al ser la sección del coxal a este nivel un óvalo, como vimos al estudiar su estructura, podríamos falsear la medida.

LONGITUD DE LA SUPERFICIE AURICULAR.

Reverte indica que se mide la distancia máxima de la parte horizontal de la carilla articular del hueso ilíaco, y que cifras de 55 a 56 mm son el promedio de los coxales del varón, y cifras de 47 a 48 mm son propias de los coxales de la hembra.

Al tener la carilla auricular formas y orientaciones muy diversas, a fin de definir mejor los puntos entre los

que realizamos la determinación, hemos medido la máxima dimensión de esta superficie articular. Los puntos elegidos para la medida después de la segunda determinación si son coincidentes, se marcan. Llamando punto "Ai" al más caudal y posterior y "As" al proximal superior. Por último, se determina un tercer punto para poder definir aproximadamente el plano de la articulación. Este tercer punto es el punto de la carilla auricular más próximo al centro de la cavidad acetabular, que se determina con el pie de rey apoyando una rama en el centro del acetábulo materializado por la hemiesfera y buscando con la otra rama el punto más próximo de la carilla auricular. Una vez definido, se marca llamándolo "Ac". Figura 87. Habitualmente está situado en la prolongación de la escotadura ciática.

DIAMETROS DE LA CAVIDAD ACETABULAR.

Se miden dos diámetros, uno longitudinal y otro trasverso perpendicular al anterior. Para determinar la dirección de la medida se sigue la sistemática de Martin (1914), considerando el diámetro longitudinal situado en la línea definida por la unión de la espina ilíaca anterior superior con el centro de la cavidad acetabular. La medida se realiza en el borde de la superficie articular misma. Como quiera que la parte pubiana de la facies lunata no suele alcanzar la misma altura sobre el fondo de la cavidad que la o-

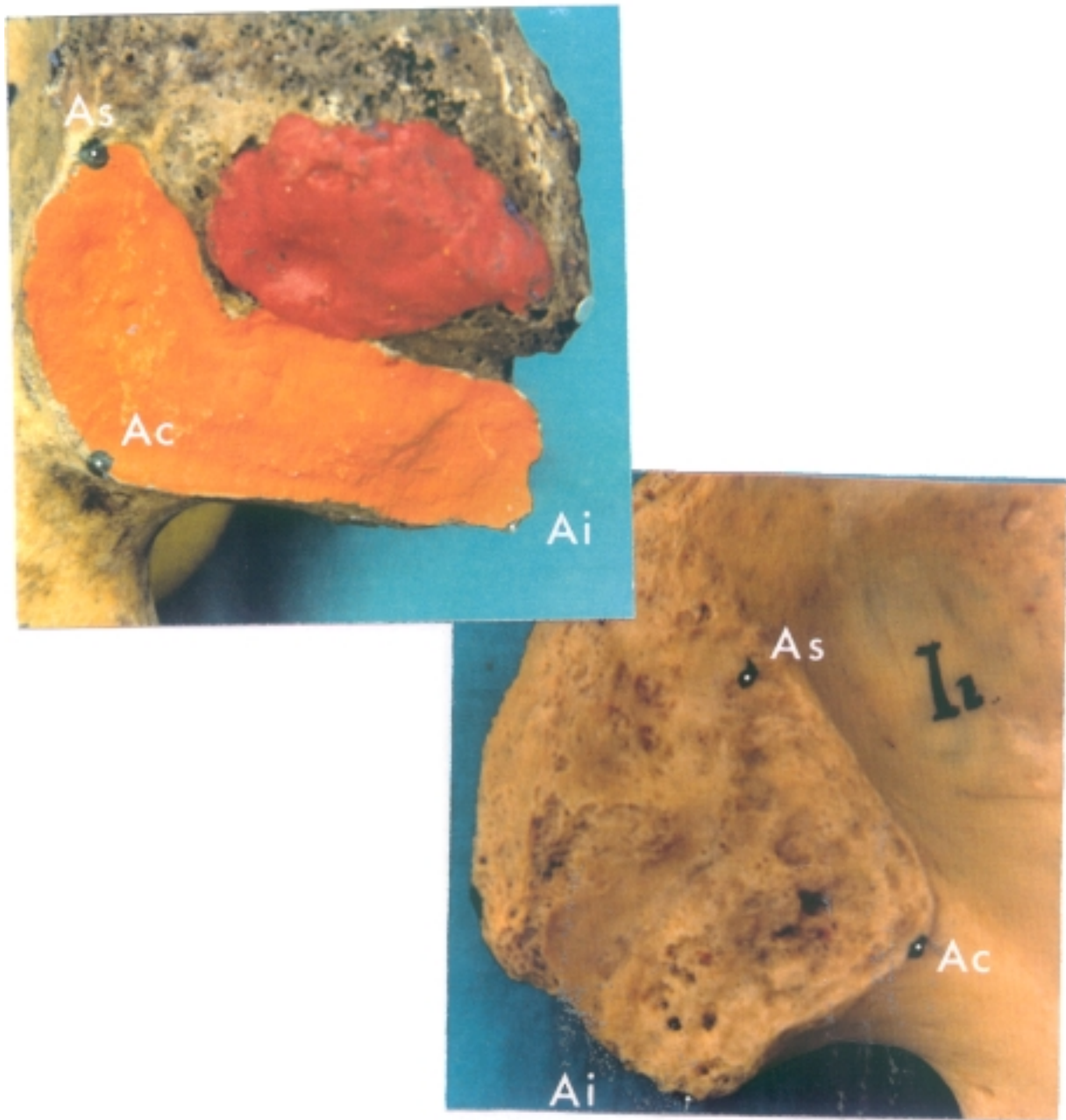


FIGURA 87.

Puntos en la carilla articular de dos coxales diferentes. "As".- Proximal superior. "Ai".- Caudal posterior. "Ac".- Punto más próximo al centro del acetábulo.

puesta, el diámetro transversal por lo general es menor que el longitudinal ya que corresponde a una cuerda de la esfera y no a un diámetro de la misma.

Nos valemos de la hemiesfera para definir la dirección en que realizamos las determinaciones de los mismos, colocándola de forma que uno de los diámetros dibujados en la misma coincidan con la línea que une el centro de la cavidad y la espina ilíaca anterior superior, lo que facilita la correcta orientación de la medida del diámetro transversal. Figura 84, pag. 369.

ESPESOR MAXIMO DE LA CRESTA ILIACA.

Se mide el espesor de la cresta con el pie de rey en la zona del tubérculo de la misma. El punto mas prominente del labio externo, en el que se realiza la medida, se marca para permitir relacionarlo con la situación espacial de la articulación, lo denominamos punto "Cr". Figura 86.

MEDIDAS PARA LA SITUACION ESPACIAL DE LA CAVIDAD

ACETABULAR EN EL HUESO COXAL.

Para determinar la situación de la cavidad acetabular en los distintos coxales, hemos realizado una serie de medidas de las distancias entre el centro de la cavidad acetabular y los siguientes puntos de referencia: espina ilíaca anterior superior, punto "A"; espina ilíaca poste-

rior superior, punto "P"; tuberosidad isquiática, punto "I"; y pubis, punto "S"; se miden así mismo las distancias que separan entre sí estos puntos.

La medida de la distancia "A-P" entre ambas espinas ilíacas ya la hemos realizado al determinar la llamada por Martin (1914), anchura del ala ilíaca. La distancia "S-I" también está determinada al medir el diámetro ísquio púbico máximo.

A continuación, obtenemos la distancia entre el punto "A", espina ilíaca anterior superior, y el punto "S", parte superior de la sínfisis púbica, que llamamos distancia "A-S". Se mide entre las marcas realizadas en la espina ilíaca anterior superior cuando se midió la anchura del ala ilíaca y en el pubis al medir el diámetro isquio púbico.

La distancia "P-S" se mide entre la espina ilíaca posterior superior y la sínfisis, tomando como referencia los puntos marcados en dichos relieves óseos.

La distancia "A-I" se mide entre el punto de referencia de la espina ilíaca anterior superior y el punto de referencia en el isquion.

Desde los puntos de referencia anteriores, se mide a continuación la distancia que existe al centro de la cavidad acetabular localizado por la hemiesfera. "C-A", "C-P", "C-I" y "C-S". Figura 88. Estas magnitudes permiten el cálculo de la situación espacial del centro del acetábulo

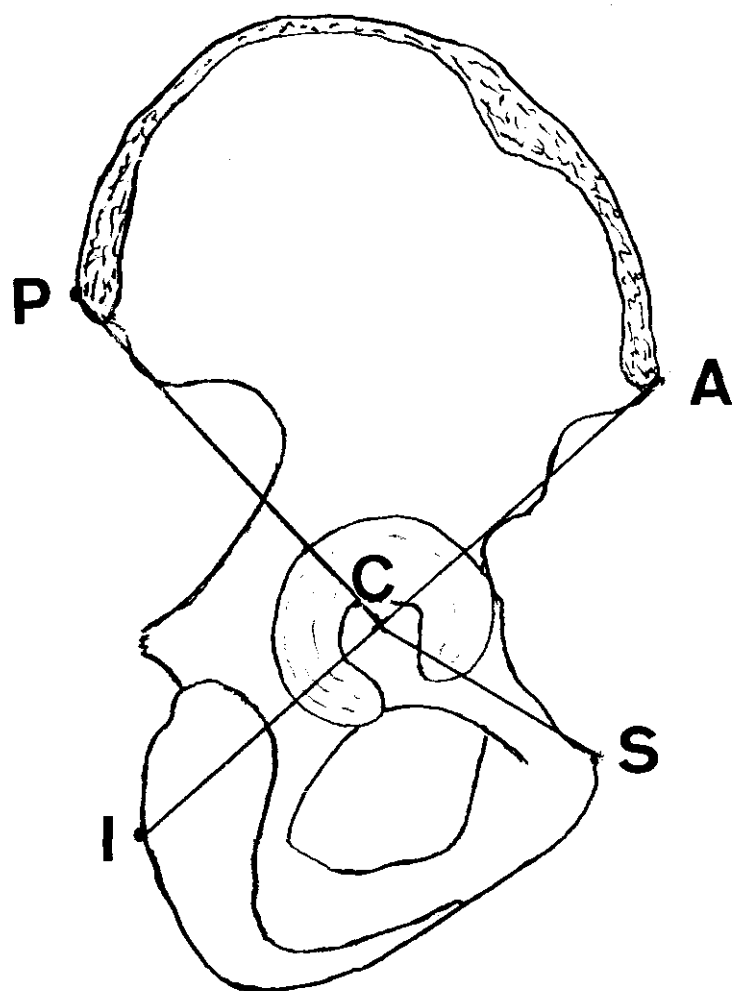


FIGURA 88.

Esquema en que se muestran los tres puntos principales de referencia, "A", "P" y "S" y el punto auxiliar "I", así como su relación con el punto "C", que corresponde al centro de la cavidad acetabular.

respecto de las referencias elegidas.

MEDIDAS PARA LA DETERMINACION DEL PLANO
DE APERTURA DE LA CAVIDAD ACETABULAR.

La cavidad acetabular ósea, no alcanza a ser una hemiesfera, ya que la escotadura isquio pubiana y la ilio pubiana producen una brecha inferointerna importante que, en fresco, está regularizada por el ligamento transverso del acetábulo y el rodete acetabular. Para materializar este plano de apertura nos valemos nuevamente de la hemiesfera de medida. La colocamos con un diámetro situado de la misma forma que en la medida del diámetro longitudinal, en el borde de la cavidad acetabular más próximo a la espina ilíaca anterior superior, buscamos el borde libre de la facies lunata y lo hacemos coincidir con el plano de la hemisfera, distalmente al otro extremo del mismo diámetro, comprobamos la coincidencia con el borde libre articular del cuerno posterior, en ciertos casos es preciso hacer bascular la hemiesfera para encontrar la situación media más exacta. Colocada así la hemiesfera es preciso una tercera referencia para situar el plano, elegimos el punto de la ceja posterior de menor relieve que corresponde a la escotadura ilio isquiática y colocamos el borde de la hemiesfera lo mas paralelo posible al borde libre de la facies lunata en la ceja posterior. En esta posición realizamos

las medidas entre el extremo proximal del diámetro longitudinal, punto "Ds", y entre el extremo posterior del diámetro transversal, punto "Dp" a los demás puntos de referencia; estas magnitudes permitirán, junto con las correspondientes a las del centro de la hemiesfera, situar espacialmente el plano de apertura del acetábulo. Figura 89.

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LA CARILLA AURICULAR.

Se han realizado medidas de la distancia del centro de la hemiesfera, que materializa el centro de la cavidad articular, con los puntos de la carilla auricular del coxal, el punto "Ac", más próximo a la misma. El punto "As", el más superior y el punto "Ai", el más inferior; y desde cada uno de ellos a los demás puntos de referencia. Figura 90.

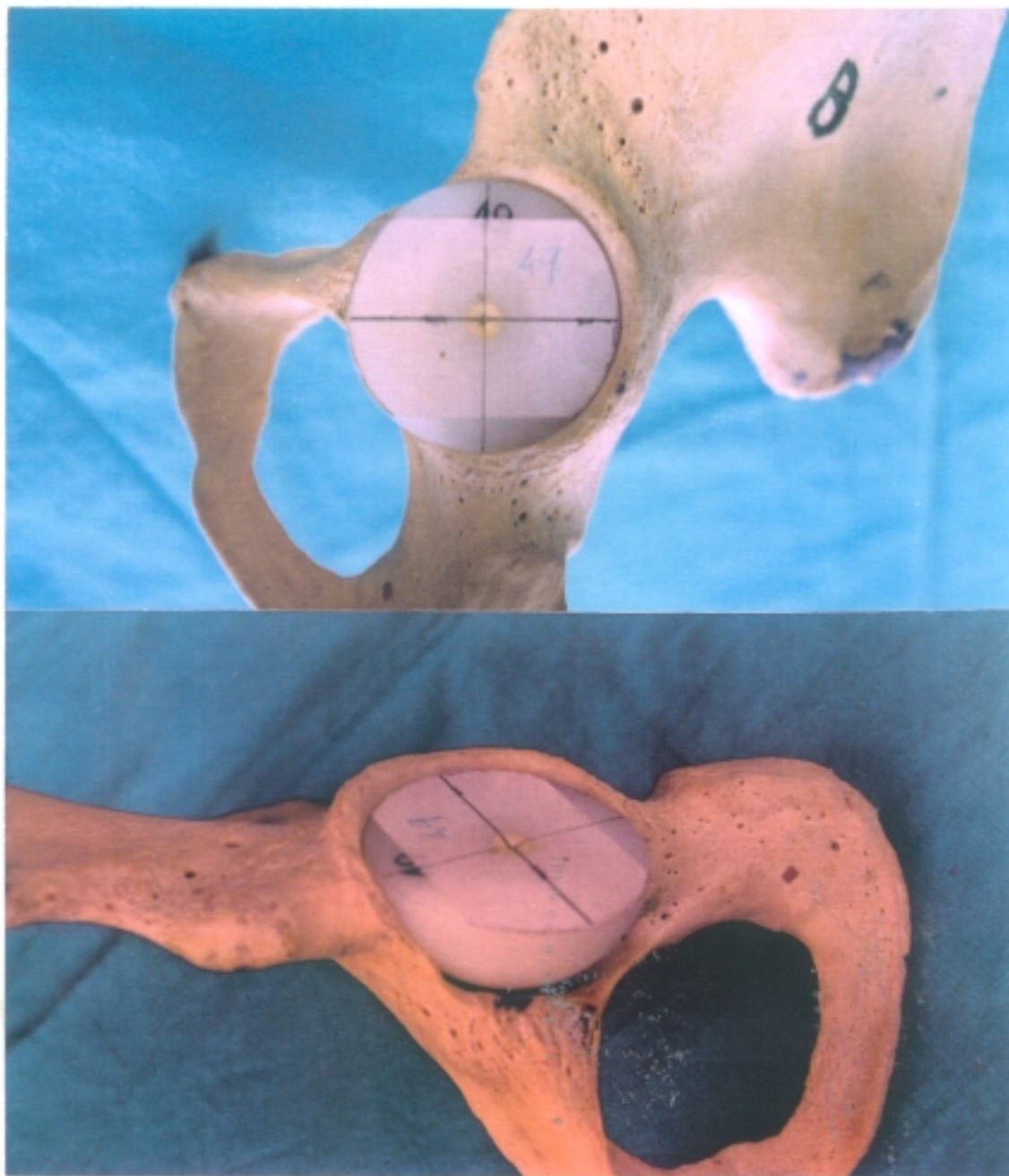


FIGURA 89.

Hemiesfera situada, se observa su borde posterior paralelo a la ceja cotiloidea.

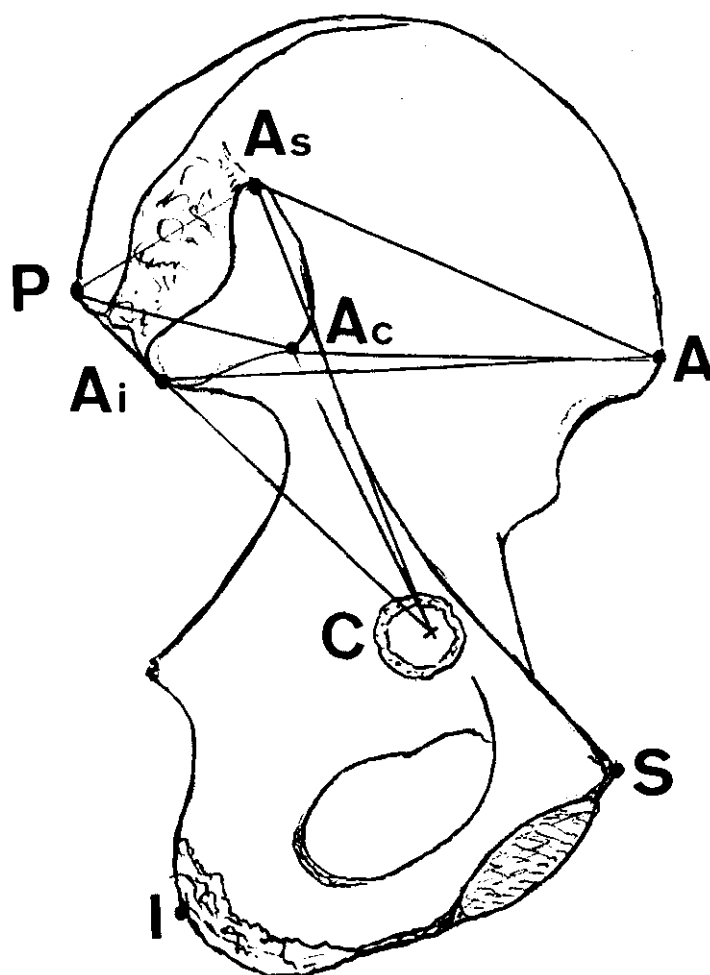


FIGURA 90.

Situación de la carilla auricular. C-As.-Distancia del centro de la cavidad acetabular a la parte más superior de la carilla auricular. C-Ac.-Distancia del centro de la cavidad acetabular a la parte más próxima de dicha carilla. C-Ai.-Distancia del centro de la cavidad acetabular a la parte más inferior de la misma. A-As, A-Ac y A-Ai.-Las mismas distancias respecto de la espina iliaca anterior superior. P-As, P-Ac y P-Ai.-Las mismas distancias respecto de la espina iliaca posterior superior.

6-2-3 MEDIDAS DE LA PELVIS.

En los conjuntos pélvicos, determinamos la relación con el plano sagital de los distintos puntos de referencia ya descritos en las medidas de los coxales aislados.

Se realiza también la determinación de los distintos parámetros pelvimétricos usuales, así como de los ángulos que orientan la cavidad acetabular.

DESCRIPCION DEL SOPORTE DE MEDIDA.

El soporte para realizar las medidas de las pelvis completas se ha construido de madera. Se trata de un soporte simple, un triedro, que consta de tres planos perpendiculares entre sí y que hemos denominado por su situación como: plano horizontal, plano vertical y plano lateral, Figura 91. Dichos planos del soporte se corresponden:

- El horizontal con un plano aproximadamente paralelo al plano frontal anatómico.
- El vertical al plano transversal anatómico, tangente a las crestas ilíacas.

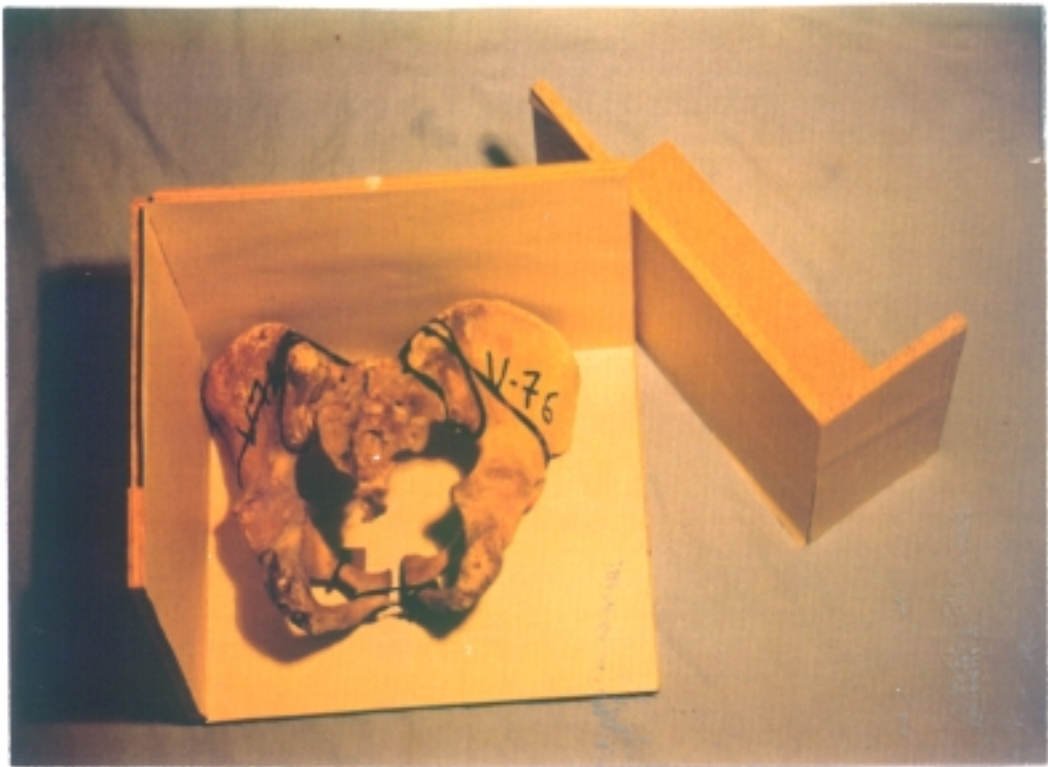


FIGURA 91.
Soporte de medida.

- El lateral a un plano paralelo al sagital anatómico.

Sobre cada uno de los tres planos del soporte se ha colocado una retícula graduada en milímetros que facilita la lectura de las dimensiones.

Se ha construido además un cursor, otro triedro de menor tamaño también recubierto de papel milimetrado, que se puede colocar sobre cualquiera de los diedros que forman los planos, y que facilita la medida de los distintos parámetros longitudinales.

POSICION DE MEDIDA.

Para sistematizar las medidas sobre pelvis completas hemos definido una posición de medida, que es similar a la posición anatómica y que nos permitirá comparar los resultados obtenidos en las medidas de las distintas pelvis.

Se coloca la pelvis apoyada por las espina ilíacas anteriores superiores y el pubis sobre el plano horizontal del soporte de medida, colocando ambas espinas ilíacas sobre una misma línea de la retícula de que va provisto el plano horizontal. Las crestas ilíacas se apoyan en el plano vertical del soporte; cuando la pelvis no es exactamente simétrica puede entrar en contacto una cresta ilíaca antes que la otra, en ese caso, mantenemos la posición en la línea de las espinas ilíacas, ya que éstas las hemos utilizado como puntos de referencia para otras determinaciones, y

además, clínicamente son de fácil localización en el individuo vivo; en ese caso, una de las crestas ilíacas puede no entrar en contacto con el plano vertical del soporte. Por su lado izquierdo se apoya la pelvis en el plano lateral. En los raros casos en que la espina ilíaca anterior inferior es prominente y entra en contacto con el plano de apoyo, nos valemos de una plantilla que permite elevar por igual los tres puntos de apoyo evitando este inconveniente. Así situada la pelvis se procede a realizar las diferentes determinaciones.

METODOS DE MEDIDA DE LOS DISTINTOS PARAMETROS.

ALTURA MAXIMA DE LA PELVIS.

Con la pelvis situada en posición en el soporte, estando en contacto ambas crestas ilíacas con el plano vertical, se coloca el cursor en el lado inferior libre del soporte, de manera que entre en contacto con el punto más alejado del isquion, midiendo la distancia entre ambos planos paralelos.

ANCHURA MAXIMA DE LA PELVIS.

El cursor se apoya en el lado derecho libre midiendo la distancia máxima entre ambas crestas ilíacas.

Los puntos de contacto con el soporte y el cursor de las crestas ilíacas no son necesariamente simétricos.

INDICE GENERAL DE LA PELVIS.

Llama así Testut a la relación entre la anchura máxima medida entre las crestas ilíacas y la altura máxima medida desde la parte más inferior del isquion al punto más alto de la cresta ilíaca.

El índice general es igual a la anchura multiplicada por 100 dividida por la altura. Topinard (1979), citando a Testut, da para los europeos los siguientes valores: 126,3 para el hombre y 136,9 para la mujer.

ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR.

Se coloca el goniómetro sobre una línea paralela a la línea en que reposan las espinas ilíacas anteriores superiores, se elige la línea que coincida con el centro de la cavidad acetabular materializado por la hemisfera correspondiente, una rama del goniómetro se sitúa sobre dicha línea, apoyada en el plano horizontal del soporte; la otra se coloca tangente a los bordes anterior y posterior de la cavidad acetabular realizando a continuación la lectura, Figura 92.

La diversa configuración del borde anterior del acetábulo nos ha llevado a realizar la medida a tres niveles diferentes: la ya descrita a nivel del centro de la cavidad acetabular, y otras dos mas, en su cuarto anterior y en su cuarto posterior.

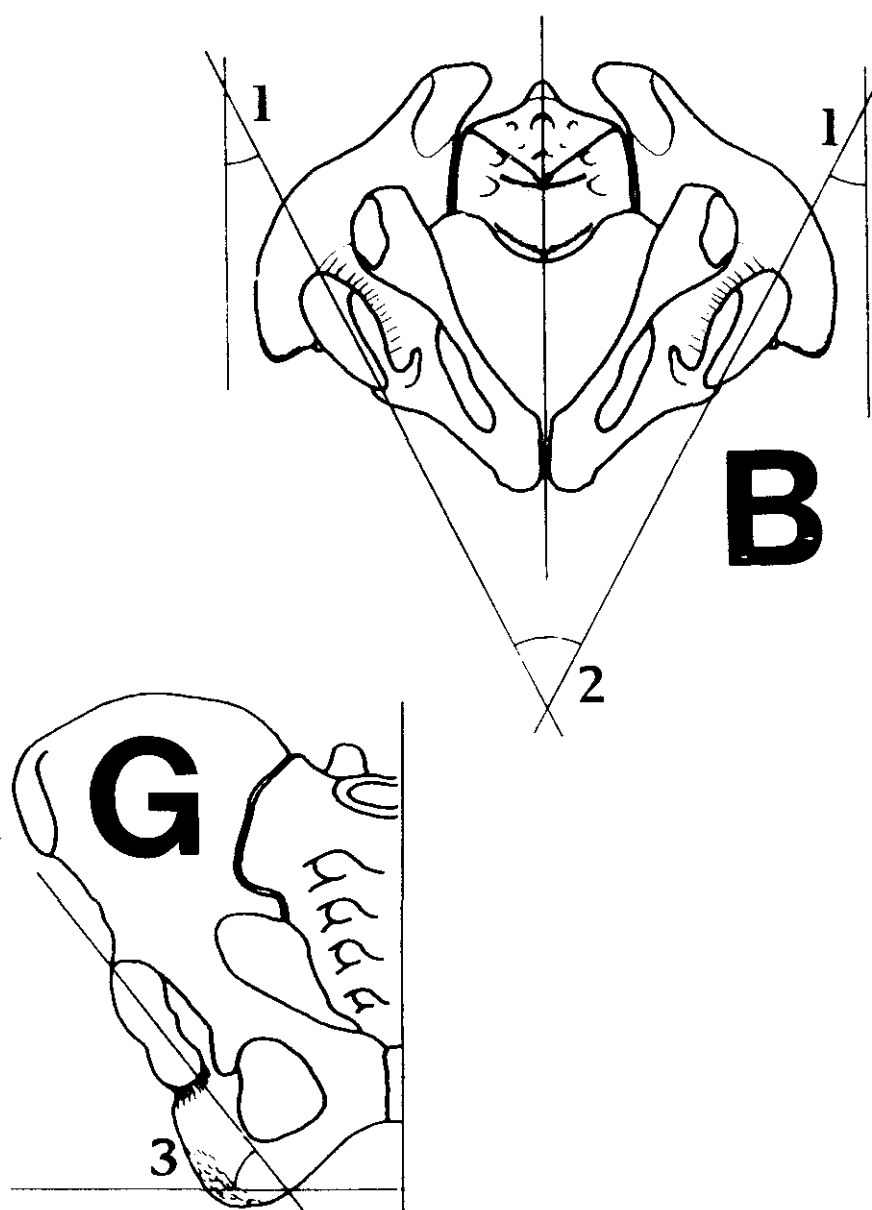


FIGURA 92.

Medida de los ángulos del acetábulo: B.- Medida del ángulo de anteversión acetabular "1", y del ángulo de divergencia "2". G.- Medida del ángulo de inclinación acetabular.

ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR.

Se coloca el goniómetro a la altura del centro de la cavidad acetabular con una rama apoyada en el plano vertical del soporte, coincidiendo con una de las líneas de la retícula paralela al plano frontal, y la otra rama, tangente a los bordes del acetábulo superior e inferior. La lectura nos dará el ángulo de inclinación respecto del plano sagital. En la medida de este ángulo nos encontramos que la rama del goniómetro entra a veces en contacto con la escotadura cotiloidea con lo que el ángulo medido es inferior al real que tendría la cavidad acetabular provista del ligamento transversal del acetábulo.

Hemos realizado la medida a tres niveles diferentes, como en la anterior determinación y por las mismas circunstancias anatómicas, a nivel del centro de la cavidad acetabular, en su cuarto anterior y en su cuarto posterior.

ANGULO PROMONTORIO SUPRAPUBICO.

Se mide desde el borde anterosuperior del sacro a la sínfisis del pubis, colocando una rama del goniómetro en el plano vertical del soporte y la otra apoyada entre ambas referencias óseas.

DIAMETROS PELVICOS.

DIAMETRO PROMONTORIO SUPRAPUBICO O PROMONTO SUPRAPUBICO.

Se mide con pie de rey la distancia entre el promontorio y la cara posterosuperior del pubis.

DIAMETRO TRANSVERSO MAXIMO.

Se mide la máxima distancia entre ambas líneas innominadas con pie de rey.

DISTANCIA ENTRE LAS ESPINAS ILIACAS

ANTERIORES SUPERIORES.

Mediante el pie de rey se realiza esta medida entre los puntos de referencia ya marcados al realizar las medidas del coxal aislado.

DISTANCIA ENTRE LAS ESPINAS ILIACAS

POSTERIORES SUPERIORES.

Se realiza así mismo mediante pie de rey, midiendo la distancia entre ambos accidentes anatómicos desde los puntos marcados al medir el coxal aislado.

DISTANCIA INTERCOTILOIDEA.

La medida de la distancia entre los centros de ambas cavidades articulares se realiza valiéndonos de las hemiesferas que localizan dichos centros, midiendo la distancia entre los centros de ambas hemiesferas con pie de rey.

MEDIDA DE LAS COORDENADAS ESPACIALES DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS

Se ha determinado las coordenadas espaciales (x , y , z) de los puntos de referencia básicos, determinados en las medidas de los coxales aislados, puntos "A", "P", "I", "S", "C" y "Cr", respecto un sistema cartesiano cuyo origen se situa en la sínfisis del pubis.

Para su determinación la pelvis se ha situado apoyada en un plano transparente provisto de unos ejes de coordenadas y reticula transparente, espejo lo que permite determinar en visión normal directa la "x" e "y" de los puntos "A", "S" y "C"; la "z" de estos puntos es la altura de los mismos respecto de ese plano. Las correspondientes a los puntos "P" e "I" se determinan colocando la pelvis en posición de "medida", por visión posterior ortogonal, a través del plano transparente mencionado.

CONJUNTOS INCOMPLETOS.

Cuando disponemos sólo de un coxal y el sacro correspondiente se ha considerado para situar el conjunto un plano sagital que pasa por la mitad del sacro y por la sínfisis, obteniendo en estos casos sólo los datos referentes a los ángulos del acetábulo y la situación espacial del lado que podemos medir.

6-3 ESTUDIO RADIOGRAFICO DE LAS PIEZAS OSEAS.

La posibilidad de realizar proyecciones de un objeto en los tres planos del espacio permite obtener las coordenadas espaciales de cualquier punto y, realizados los cálculos precisos, proceder a medidas muy fiables de las relaciones entre los distintos accidentes anatómicos de interés.

En nuestro estudio, como veremos a continuación, hemos elegido proyecciones radiográficas que son reproducibles en el individuo vivo ya que, de otra forma, tendrían sólo valor para este estudio y ninguna aplicación en la práctica clínica.

Las diferentes determinaciones se han realizado tres veces en distintas ocasiones.

6-3-1 ESTUDIO RADIOGRAFICO DE LOS FEMURES.

Para realizar el estudio radiográfico del fémur en proyección ánteroposterior contamos con la enorme ventaja de que su forma anatómica permite su colocación estable sobre un plano horizontal, el apoyo del hueso se realiza en tres puntos que son las caras posteriores de ambos cóndilos femorales y el borde posterior de la cresta intertrocantérea; sólo en el caso de un ángulo de declinación negativo, en vez de la habitual anteversión, no se da esta circunstancia; esta dificultad la hemos resuelto con facilidad, como ya queda descrito en el método para las medidas anatómicas, colocando una plantilla que eleva la cresta intertrocantérea y los cóndilos, dejando la cabeza caer libremente.

En el individuo vivo la posición para la realización de la proyección ánteroposterior equivalente a la realizada en el fémur aislado se consigue fácilmente en decúbito supino dejando colgar la pierna por el borde de la mesa ra-

diológica.

La siguiente proyección, la proyección lateral, perfectamente ortogonal con la anterior, no es más difícil, el fémur se apoya sobre un plano perpendicular al chásis radiográfico, su cara externa descansa apoyada sobre la misma por el cóndilo externo y el trocánter mayor, sujetándolo así mediante una banda elástica es posible realizarla.

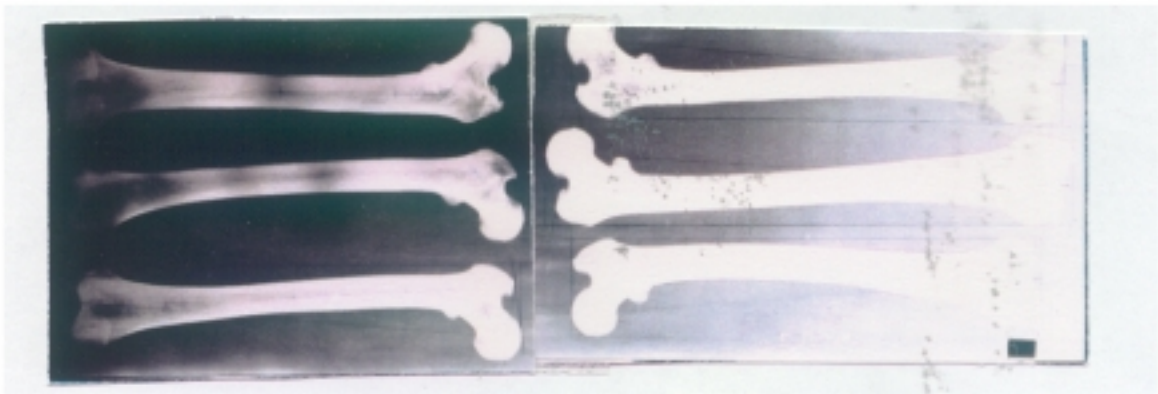
En el individuo vivo para obtener la proyección lateral basta con colocar la rodilla en flexión de 90 grados apoyando la cara externa de la extremidad en la mesa radiográfica.

Estas proyecciones en el individuo vivo han sido ya propuestas por Ogata (1979) como método de medida de los ángulos de la extremidad proximal del fémur.

6-3-1-1 PROYECCION ANTEROPOSTERIOR.

Método de obtención de las radiografías.

Hemos utilizado chasis y placas para radiografías de 30x90 con el fin de obtener la imagen del fémur completa, sobre dicho chasis se colocaban 5 ó 6 fémures con las extremidades proximales en el centro de la placa, identificados por números radio opacos, el tubo radiográfico situado a 2 metros de distancia de la placa. Mediante una plomada se marcó el foco, colocando una señal radio opaca en el mismo.



Las radiografías obtenidas se llevan a una mesa de dibujo provista de panel transparente e iluminación similar

a un negatoscopio.

En cada imagen femoral se trazan los ejes de un sistema de coordenadas, el eje de abcisas, eje "y-y'", se traza tangente a la cara externa del cóndilo externo y del trocánter mayor, y el eje de ordenadas, normal al anterior, eje "x-x'", se traza tangente al borde superior de la cabeza femoral. Una vez trazados dichos ejes de coordenadas, Figura 94, se procede a las siguientes determinaciones:

LONGITUD RADIOLOGICA.

Es la distancia entre el eje de ordenadas y su paralela tangente al cóndilo más distal, normalmente el interno.

La mitad de dicha longitud, que denominamos " $lr/2$ ", se marca con una línea que atraviesa la diáfisis; la cuarta parte se marca así mismo proximalmente obteniendo el cuarto proximal, es decir, la cuarta parte de la longitud radiológica denominándola " $lr/4$ ". Figura 94.

DETERMINACION DEL EJE DIAFISARIO PROXIMAL.

En la intersección de las marcas de la mitad y cuarto proximal del fémur con la diáfisis, se marcan los puntos medios de las mismas. Llamando punto "d" al situado en la sección media, y punto "c" al situado en la sección del cuarto proximal. La unión de ambos puntos nos da el eje de la diáfisis proximal que denominados "e-e'". Figura 94.

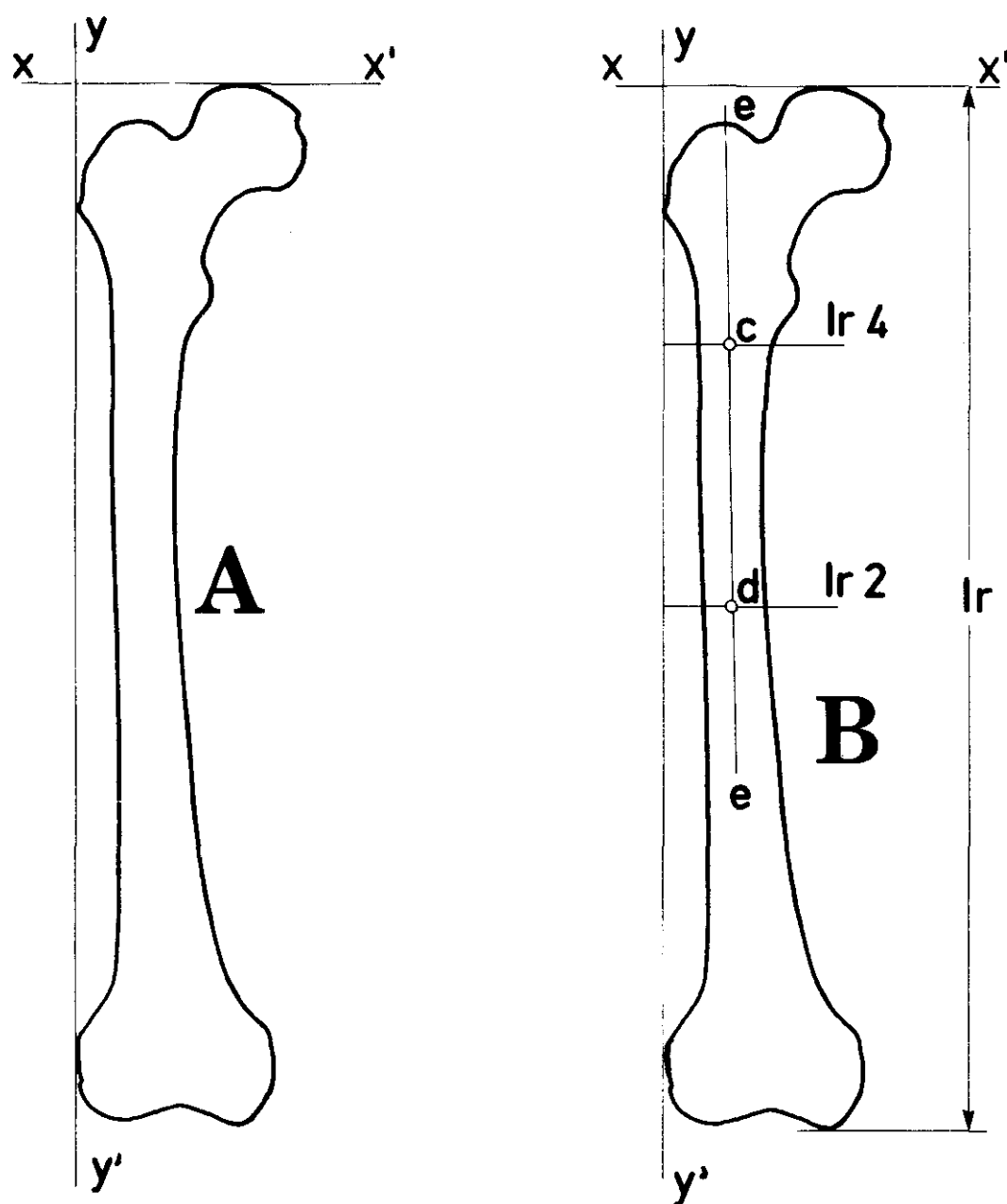


FIGURA 94

A.-Trazado de los ejes de coordenadas. B.-Medida de la longitud radiológica y marcas de " $lr/2$ " y " $lr/4$ ". C.-Determinación de los puntos " d " y " c ", y trazado del eje diafisario proximal " $e-e'$ ".

DETERMINACION DEL EJE CERVICO CEFALICO.

El eje cérvico cefálico es el definido por el centro de la cabeza femoral y el centro del cuello. Se determina el centro de la cabeza femoral mediante una plantilla transparente en la que hay dibujados dos grupos de círculos concéntricos, separados de dos en dos milímetros, con diámetros que van de 38 a 58 mm en uno y de 37 a 59 milímetros en el otro. Cada grupo tiene una perforación en su centro lo que permite marcar en la radiografía el centro de la cabeza, punto "a", Figura 95, letra D. Esta marca requiere unas instrucciones precisas si la imagen de la cabeza femoral no es esférica, se encuentra mejor el centro cuando se busca la coincidencia del círculo del diámetro apropiado con la parte inferior interna y superior externa de la imagen de la cabeza femoral. Figura 95, letra E. A continuación se traza el punto medio del cuello femoral, punto "ce", colocando la plantilla transparente sobre la parte más angosta del cuello femoral, Figura 95, letra F. Uniendo los puntos "a", centro de la cabeza, y "ce" centro del cuello, se traza el eje cérvico cefálico que cruza al eje diafisario proximal en un punto que denominamos punto "b", Figura 95, letra G.

DETERMINACION DEL EJE DIAFISARIO.

Para trazar el eje diafisario es preciso determinar los dos puntos que lo definen: el centro de la tangente dis-

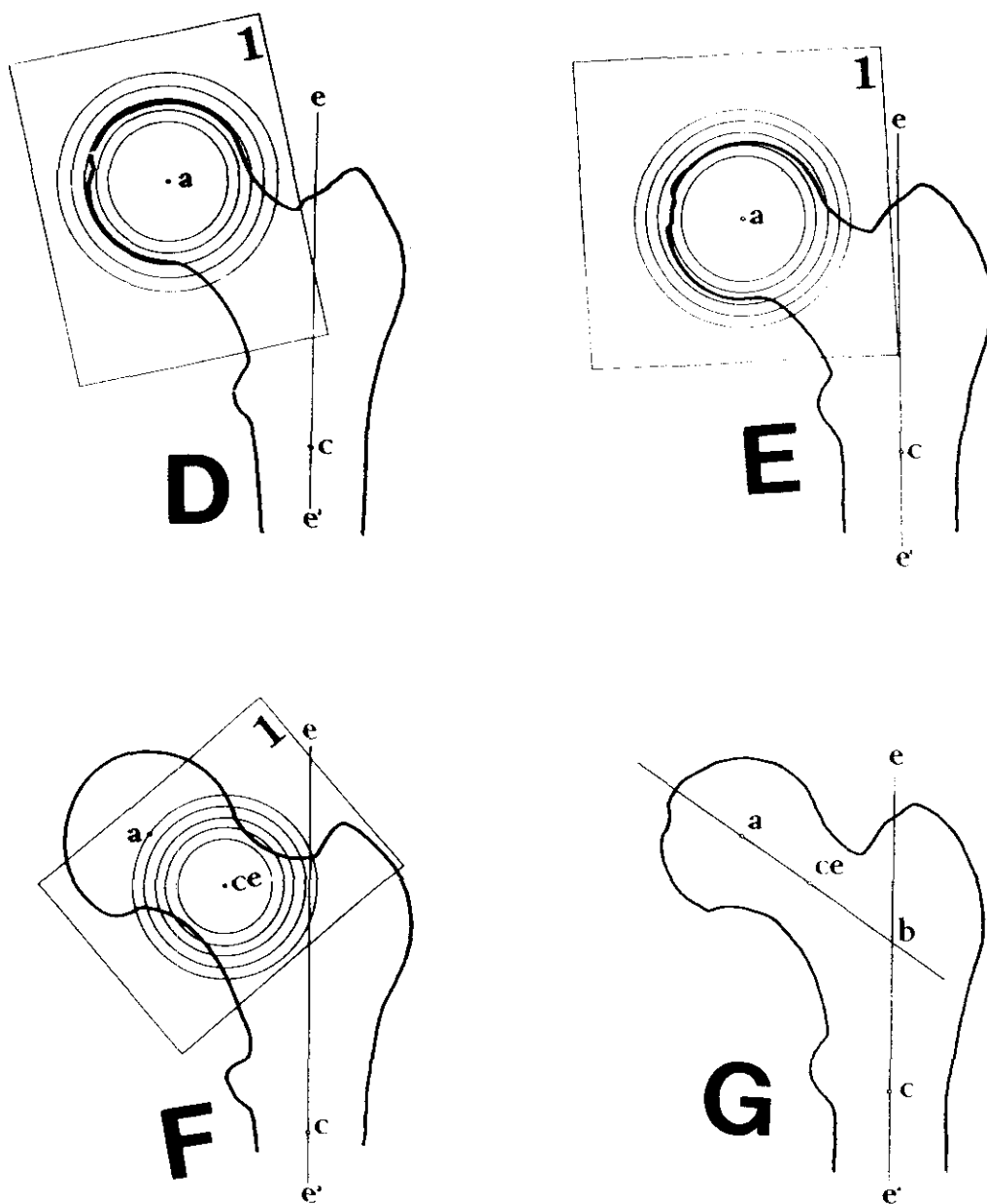


FIGURA 95.

D.-Determinación del centro de la cabeza femoral, punto "a", con "1" la plantilla con círculos concéntricos, en cabeza esférica. E.-En cabeza no esférica. F.-Determinación del punto "ce" en el cuello femoral. G.-Trazado del eje cérico cefálico, y determinación del punto "b".

tal a ambos cóndilos femorales y el punto mas proximal del trocanter mayor. El trazado de la tangente distal no presenta dificultades, la denominamos línea "td-td'", Figura 96, letra H; y a su punto medio lo nombramos "cco". Para determinar el punto mas proximal del trocanter mayor trasladamos con el pantógrafo la tangente a ambos cóndilos femorales al extremo superior del trocánter mayor, trazando una línea tangente al mismo, cuya prolongación atraviesa la cabeza femoral, línea "tt-tt'", y el punto de tangencia con el trocanter mayor lo denominamos punto "t", Figura 96, letra I. Definidos los puntos "t" y "cco" se puede trazar el eje diafisario, eje "ed-ed'". Figura 96, letra J.

El eje diafisario "ed-ed'" cruza el eje cérvico cefálico, eje "ce-ce'", en un punto que denominamos "b'". Figura 96, letra J. Hemos trazado también una línea, línea "p-p'", tangente a la cabeza femoral y al trocanter mayor que cruza el eje de abcisas. Figura 96, letra J.

DETERMINACION DEL EJE MECANICO.

El eje mecánico se traza entre los puntos "a", centro de la cabeza femoral, y "cco", centro de la tangente distal a ambos cóndilos femorales, denominándolo eje "mc-mc'". Figura 96, letra J.

MEDIDA DEL ANGULO CEFALO CERVICO

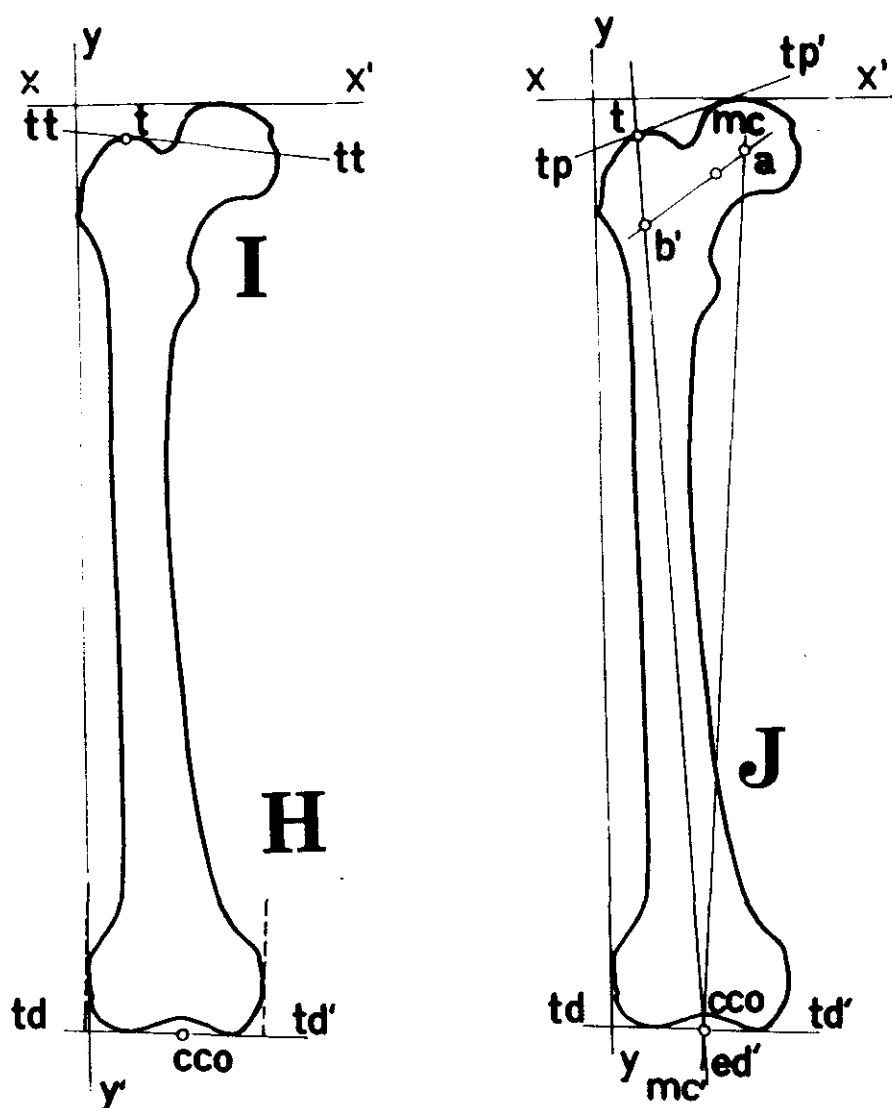


FIGURA 96

H.-Tangente distal a los cóndilos femorales, línea "td-td'", y determinación de su punto medio, punto "cco". I.-Paralela a la anterior por el punto "t", el mas proximal del trocanter mayor, línea "tt-tt'". J.-Trazado del eje diafisario, línea "ed-ed'", y marca del punto "b'"; trazado del eje mecánico, línea "mc-mc'"; trazado de la tangente proximal al trocanter mayor y la cabeza femoral, línea "tp-tp'".

DIAFISARIO PROXIMAL.

Este ángulo queda definido por el eje cérvico cefálico y el eje diafisario proximal - eje "e-e'" - es el ángulo "a b d", medimos un ángulo proyectado sobre el plano horizontal "x-y" que denominamos "Alfa ce". Figura 97, nº 4.

MEDIDA DEL ANGULO CEFALO CERVICO DIAFISARIO.

Se mide entre el eje diafisario y el eje cérvico cefálico, ángulo "a b'cco". Medimos la proyección sobre el plano "x-y" del ángulo verdadero. Figura 97, nº 5.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE DIAFISARIO Y EL EJE MECANICO.

Se obtiene su valor entre ambos ejes. Figura 97, nº 3.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL
Y EL EJE MECANICO.

Se obtiene su valor entre ambos ejes. Figura 97, nº 2.

MEDIDA DEL ANGULO DEL EJE MECANICO CON LA VERTICAL.

Este ángulo es el medido entre el eje mecánico y la vertical, como quiera que la vertical no está representada, la medida la realizamos entre el eje mecánico y la tangente distal a los cóndilos femorales, que consideramos horizontal. Medimos el ángulo entre las referencias mencionadas hacia el cóndilo interno y restamos 90º del valor obtenido, pudiendo

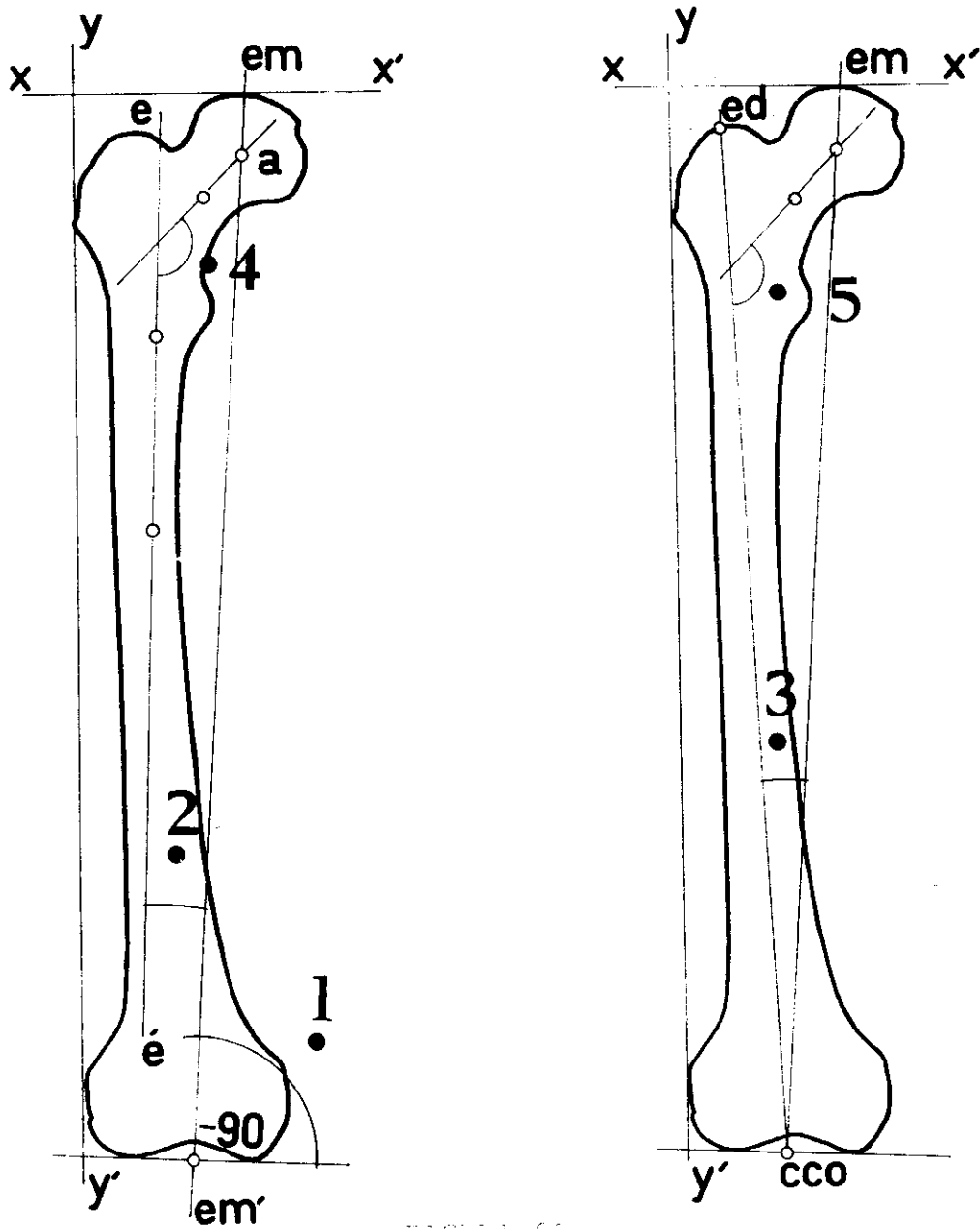


FIGURA 97.

1.-Angulo entre el eje mecánico y la vertical. 2.-Ang. entre el eje mecánico y el eje difisario proximal. 3.-Ang. entre el eje mecánico y el eje diafisario. 4.-Ang. céfalo cérico diafisario proximal. 5.-Ang. céfalo cérico diafisario.

obtener valores positivos, negativos o nulos, anotando los negativos con su signo correspondiente. Figura 97, nº 1.

MEDIDA DEL ANGULO DE DIVERGENCIA.

Este ángulo es el medido entre el eje diafisario y la vertical, se mide como el anterior, respecto a la tangente distal a ambos condilos, y se restan 90° . Figura 98, nº 1.

MEDIDA DEL ANGULO "Alfa t".

Se realiza entre la tangente proximal a la cabeza y trocanter mayor y el eje de abcisas, eje "y-y'". Figura 98, nº 2.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE CERVICO CEFALICO Y EL EJE DE ABCISAS.

Tambien se ha determinado su valor a fin de poder relacionar todos los valores angulares con el sistema de referencia.

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LOS PUNTOS BASICOS.

Se miden las coordenadas sobre el plano "x-y" de los puntos "a", "b", "c", y "d", así como las coordenadas del foco de la placa radiográfica que indica la situación del rayo central, punto "f". Figura 98. Los valores obtenidos se anotan en la ficha de cada fémur.

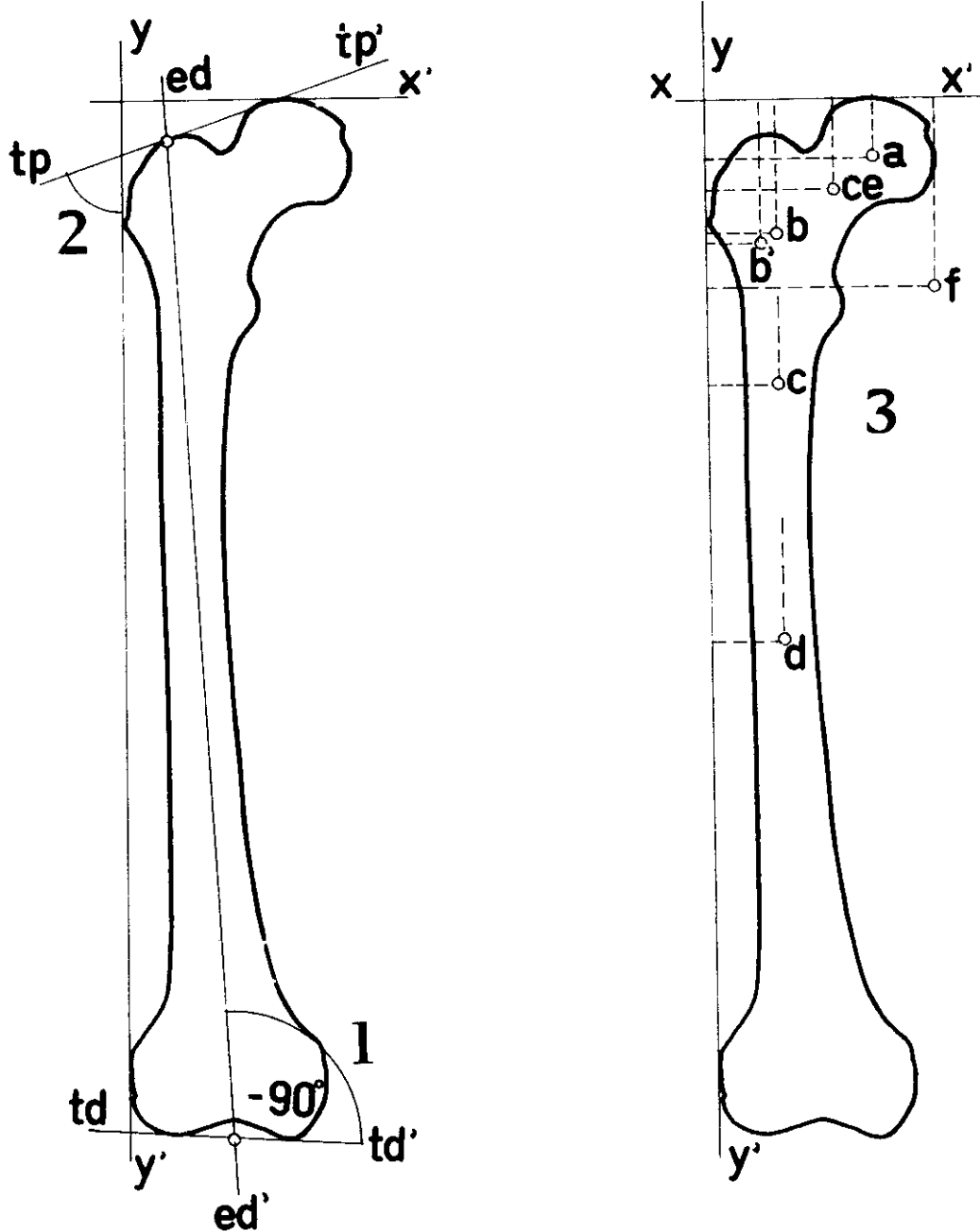


FIGURA 98.

1.-Medida del ángulo de divergencia. 2.-Medida del ángulo "Alfa t". 3.-Esquema de las determinaciones, en proyección antero posterior, de las coordenadas de los puntos "a", "b", "c", "d" y "f". 4.-Medida del efecto Voss.

MEDIDA DEL EFECTO VOSS.

En clínica se considera que el extremo proximal del trocanter mayor y el centro de la cabeza femoral están al mismo nivel, denominando "efecto Voss positivo" al ascenso del trocanter respecto del centro de la cabeza femoral, y "efecto Voss negativo" a su situación por debajo del nivel de la cabeza femoral. Voss (1956). Figura 96, letra I.

Medimos la distancia entre el punto "a", centro de la cabeza femoral, a la línea paralela a la tangente distal, línea "tt-tt'", su valor se anota con signo positivo cuando la línea pasa por encima del punto "a", y negativo cuando queda por debajo del mismo, siendo cero cuando es coincidente.

6-3-1-2 PROYECCION LATERAL.

La realización de las radiografías en proyección lateral de los fémures ha sido en todo igual a la de la proyección anteroposterior, salvo en lo que se refiere a la posición del fémur; distancia focal de dos metros, placa y chasis para radiografías de columna y marca radiopaca del foco en la placa radiográfica.

Los fémures se dispusieron con los cóndilos apoyados en una gradilla de tabiques verticales y sujetos en posición mediante trozos de esponja sintética radiotransparentes, Figura 99.

Las radiografías obtenidas son proyecciones ortogonales respecto de las obtenidas en la proyección anteroposterior, es decir sobre el plano "Y-Z"; se procedió a marcar los ejes de coordenadas correspondientes a dicho plano.

El eje de abcisas, eje "y-y'", se trazó tangente posterior a la imagen de los cóndilos femorales y del borde posterior de la cresta intertrocantérea.



FIGURA 99.

Fémures colocados para la realización de la radiografía lateral y radiografía obtenida.

La situación distal en la placa de los cóndilos femorales, produce en la radiografía una ampliación de la imagen del cóndilo interno, por la divergencia del haz de rayos, sobre todo en las piezas óseas situadas en las esquinas. En estos casos el eje de abscisas, eje "y-y'", se trazó en el punto tangente posterior al cóndilo externo. El eje "Z" se trazó perpendicular al anterior, tangente a la parte superior de la imagen de la cabeza femoral. Figura 100, letra A.

MEDIDA DE LA LONGITUD RADIOLOGICA.

En esta proyección omitimos la medida de la longitud radiológica, ya determinada en la proyección ánteroposterior, y procedemos con los datos ya obtenidos a trazar la línea en la mitad de la longitud del fémur " $lr/2$ ", en cuyo centro se marca el punto "d"; y la línea en el cuarto proximal $lr/4$, marcando el punto "c" de igual modo. Figura 100, letra B.

DETERMINACION DEL EJE DIAFISARIO PROXIMAL.

La incurvación fisiológica del fémur hace que en esta proyección, la línea que une los puntos "d" y "c" no podamos considerarla el eje diafisario, por lo que éste se determina trazando una nueva línea, a 2 cm proximal y paralela a la línea correspondiente a " $lr\ 4$ ", y en la

misma definiendo su punto medio "p". Entre estos dos puntos, "c" y "p", trazamos el eje del tercio proximal diafisario, eje "e-e'". Figura 100, letra B.

DETERMINACION DEL EJE CERVICO CEFALICO.

El eje cérico cefálico es el definido por el centro de la cabeza femoral y el centro del cuello. Se determina el centro de la cabeza femoral mediante una plantilla transparente en la que hay dibujados dos grupos de círculos concéntricos, separados de dos en dos milímetros, con diámetros que van de 38 a 58 mm en una de las plantillas, y con diámetros que van de 37 a 59 milímetros en la otra. Estas plantillas tienen una perforación en su centro lo que permite una vez colocadas sobre el contorno de la cabeza, marcar en la radiografía el centro de la misma, que denominamos punto "a". Figura 100, letra B.

Respecto del trazado del punto "a", centro de la cabeza femoral, la sistemática es idéntica a la que ya hemos señalado para la proyección anteroposterior - Figura 95, página 404 - si bien hay que hacer notar, que en esta proyección es más fácil hacer coincidir los círculos de las plantillas con el contorno de la cabeza femoral.

A continuación se traza el punto medio del cuello femoral, punto "ce", colocando sobre la parte más angosta del mismo la plantilla transparente. Figura 100, letra B.

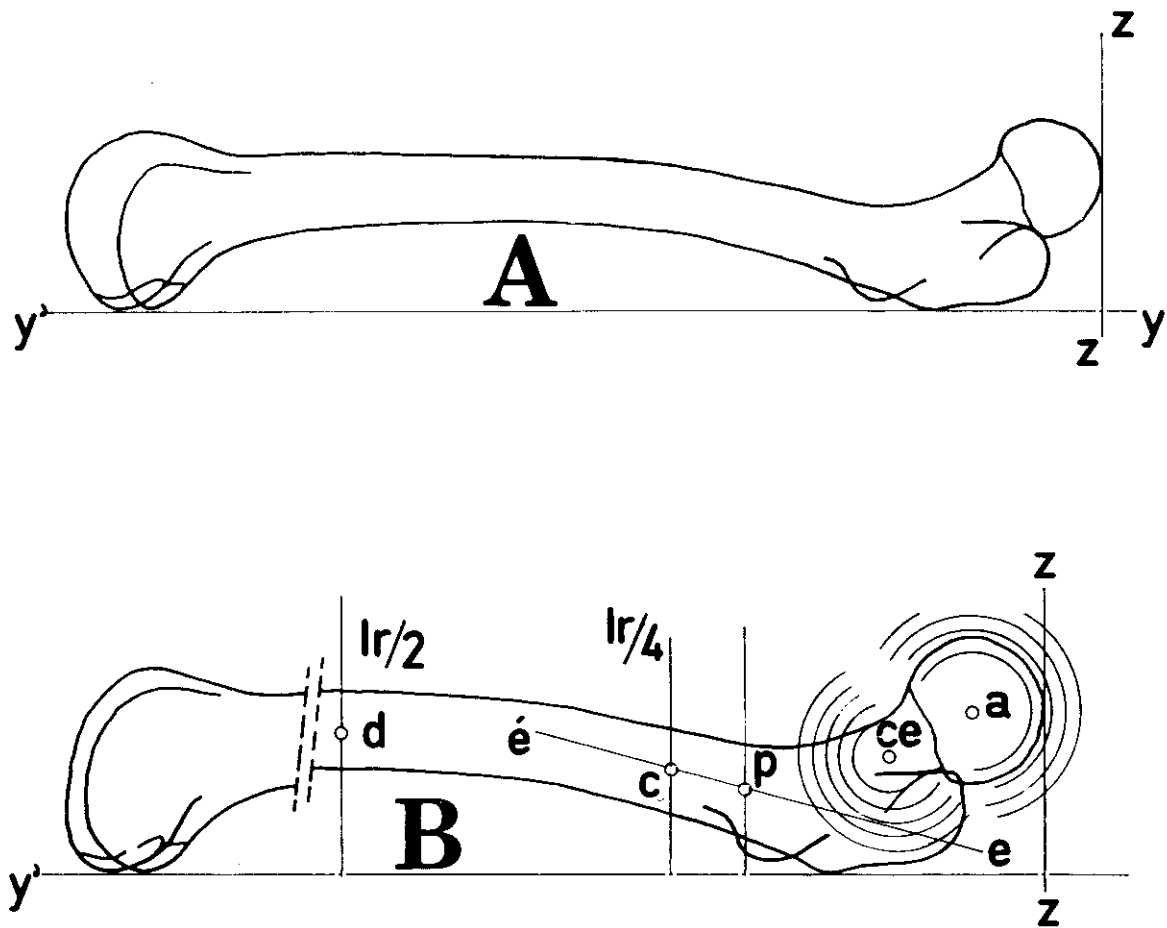


FIGURA 100.

A.-Trazado de los eje de coordenadas "Y-Z". B.-Determinación de los puntos "c" y "d" mediante las normales al eje "y-y'" " $lr/2$ " y " $lr/4$ "; determinación del punto "p" mediante una paralela proximal a " $lr/4$ "; trazado del eje diafisario proximal; determinación del punto "a", centro de la cabeza femoral, y del punto "ce" en el cuello femoral con las plantillas de círculos concéntricos.

Determinados los puntos "a", centro de la cabeza, y "ce" centro del cuello, se traza el eje cérvico cefálico uniendo ambos puntos; este eje, línea "cc-cc'", cruza el eje diafisario proximal ya trazado en un punto que denominamos punto "b". Figura 101, letra E.

DETERMINACION DEL EJE DIAFISARIO.

Para trazar el eje diafisario es preciso determinar los dos puntos que lo definen: el punto medio de la tangente distal condílea y el punto mas proximal del trocanter mayor.

En esta proyección hemos considerado la imagen radiográfica del cóndilo externo, por ser el mas próximo a la placa radiográfica y el mejor definido en la misma; la determinación del punto medio de la tangente distal no presenta dificultades: trazamos en primer lugar una normal al eje "y-y'", tangente distal al cóndilo externo, que denominamos línea "td-td'"; después trazamos una paralela al mismo eje, línea "ta-ta'", tangente anterior al cóndilo externo, y al punto medio del segmento de la tangente distal comprendido entre el eje "y-y'" y la tangente anterior, línea "ta-ta'", lo nombramos "cco". Figura 101, letra C.

Para determinar el punto mas proximal del trocanter mayor procedemos de igual forma en el extremo superior del trocánter mayor, trazando otra normal al eje "y-y'" que

atraviesa la cabeza femoral, línea "tt-tt'", y el punto de tangencia lo denominamos punto "t". Figura 101, letra C. Definidos los puntos "t" y "cco" se puede trazar el eje diafisario, eje "ed-ed'". Figura 101, letra D.

DETERMINACION DEL EJE MECANICO.

El eje mecánico se traza entre los puntos "a", centro de la cabeza femoral, y "cco", centro de la tangente distal al cóndilo externo, denominándolo eje "mc-mc'". Figura 101, letra D.

MEDIDA DEL ANGULO CEFALO CERVICO DIAFISARIO PROXIMAL.

Este ángulo queda definido por el eje cérvico cefálico, "cc-cc'", y el eje diafisario proximal, ángulo "a b d", Figura 101, letra E, nº 1; medimos un ángulo proyectado sobre el plano "y-z" que denominamos "Alfa ce".

MEDIDA DEL ANGULO CEFALO CERVICO DIAFISARIO.

Se mide entre el eje diafisario, "ed-ed'", y el eje cérvico cefálico, "cc-cc'". Nº 2, letra E, Figura 101.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE LOS DISTINTOS EJES

Y EL SISTEMA DE REFERENCIA.

Se han determinado respecto del eje "Z_Z'" con el que se cruzan con valores de fácil determinación.

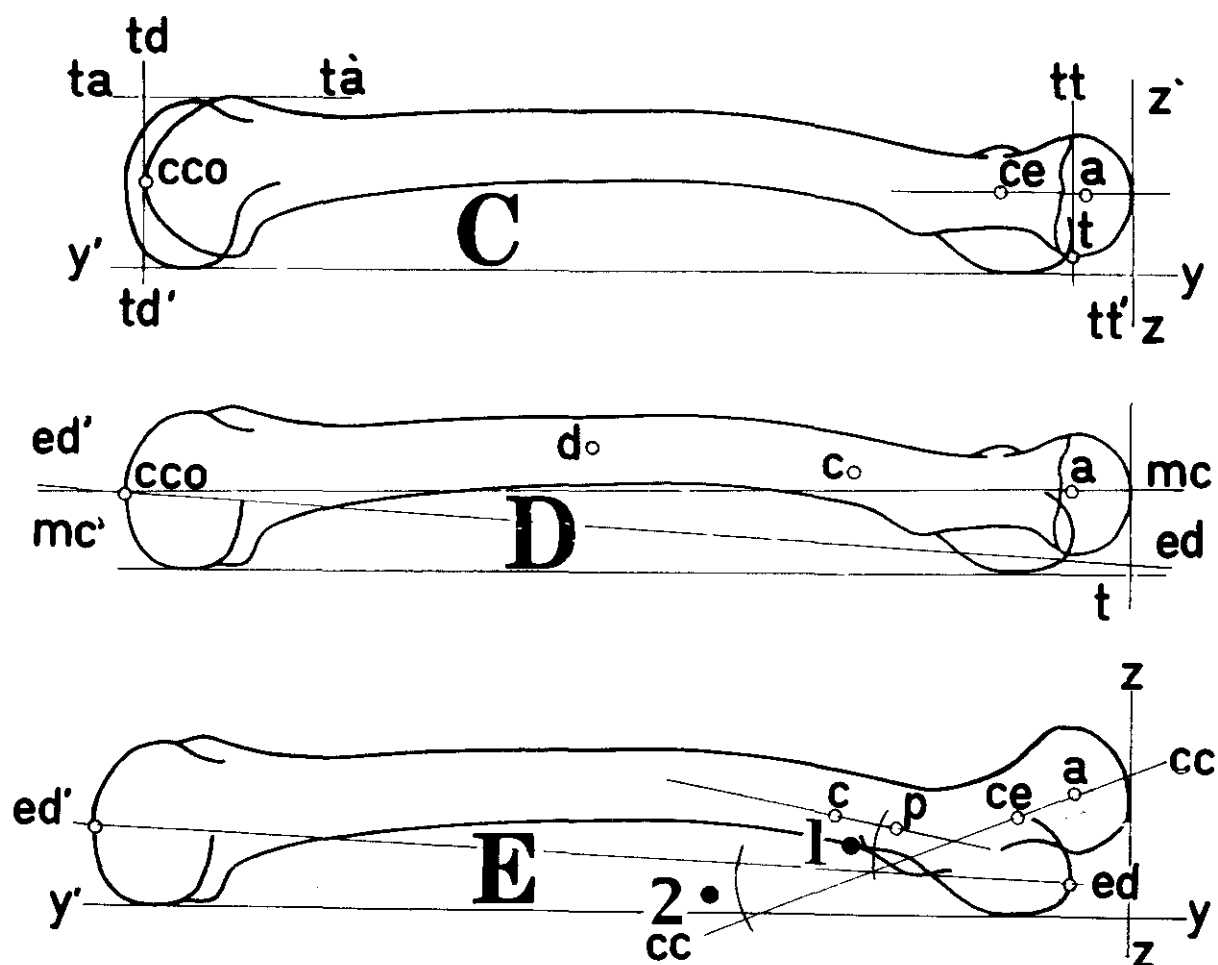


FIGURA 101.

C.-Trazado del eje cèrvico cefàlico, eje "cc-cc'"; marca del punto "cco" mediante la normal "td-td'" al eje "y-y'". H.-Marca del punto "t" mediante la normal al eje "y-y'", línea "td-td'", y la paralela al mismo eje, tangente anterior al cóndilo interno. D.-Trazado del eje diafisario "ed-ed'"; trazado del eje mecánico, línea "mc-mc'". E.- "1"  ngulo céfalo cérvico diafisario proximal y "2"  ngulo céfalo cérvico diafisario.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE CERVICO

CEFALICO Y EL EJE "y-y'".

Se mide entre ambos ejes. Figura 102, letra F, nº 1.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE AMBOS EJES DIAFISARIOS.

Se determina su valor entre ambos ejes, "e-e'" y "ed-ed'" respectivamente. Figura 102, letra F, nº 2.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE DIAFISARIO

Y EL EJE MECANICO.

Se obtiene su valor entre ambos ejes. Figura 102.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL

Y EL EJE MECANICO.

Se obtiene su valor entre ambos ejes. Figura 102.

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LOS PUNTOS BASICOS.

Se miden las coordenadas sobre el plano "y-z" de los puntos "a", "b", "c", y "d", así como las coordenadas del foco de la placa radiográfica que indica la situación del rayo central, punto "f". Figura 102.

Los valores obtenidos se anotan en la ficha de cada fémur.

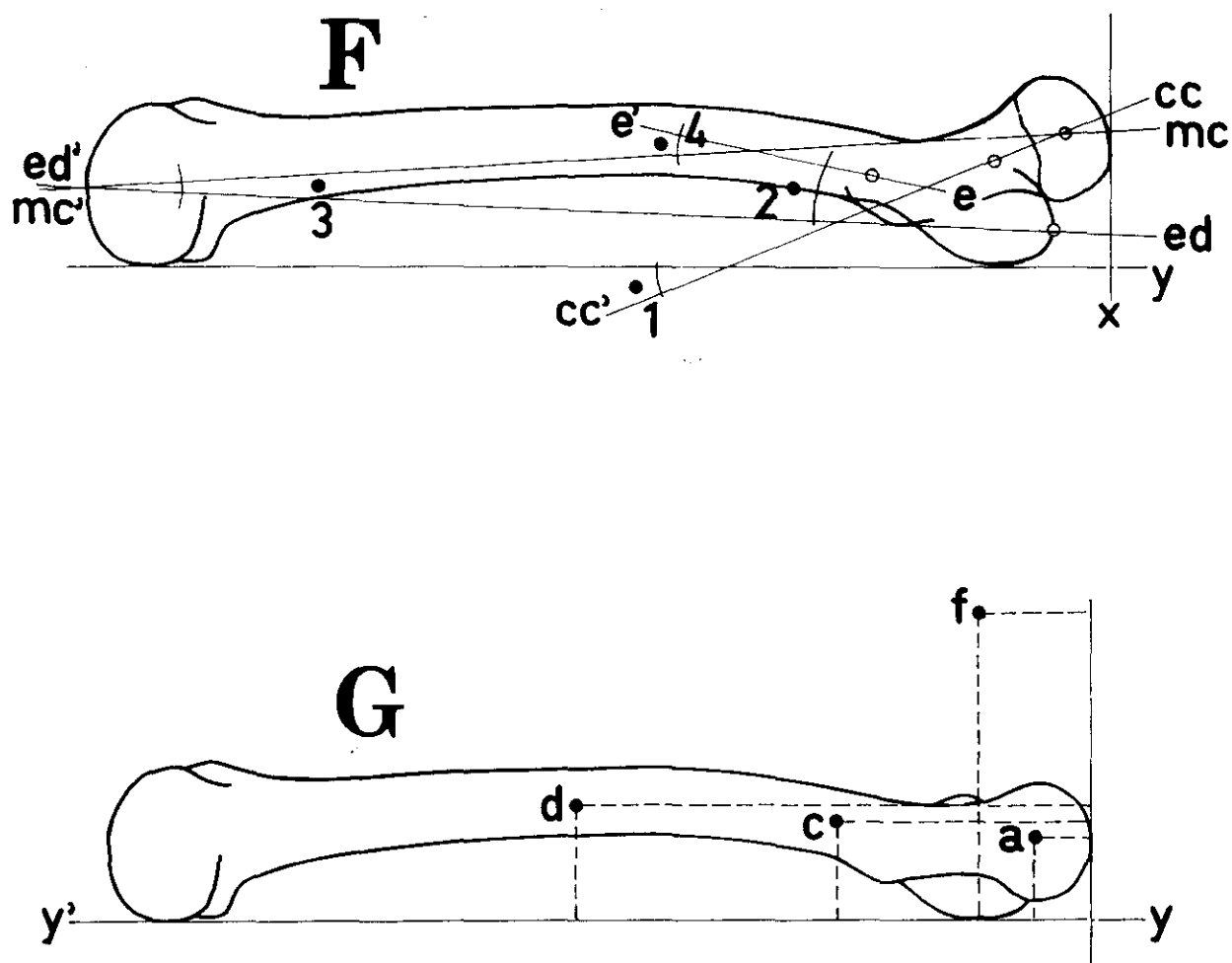


FIGURA 102.

F.-"1" Angulo entre el eje c3rvico cef3lico y el eje "y-y'"; "2" Angulo entre ambos ejes diafisarios; "3" Angulo entre el eje mec3nico y el eje diafisario; "4" Angulo entre el eje mec3nico y el eje diafisario proximal. G.-Coordenadas "Y-Z" de los puntos de referencia b3sicos: "a", "c", "d" y "f".

6-3-2 RADIOGRAFIAS DE COXALES AISLADOS.

En nuestra intención al hacer un estudio radiográfico del hueso coxal en las proyecciones normales para determinar sus variaciones, diseñamos una sistemática apoyándonos en los tres puntos de referencia básicos, fácilmente determinados y ya utilizados en las medidas anatómicas: espina ilíacas anterior superior y posterior superior y ángulo superior interno del pubis, marcadas con diferentes referencias radioopacas para facilitar su identificación.

Colocando el coxal en el soporte de medida ya descrito en las medidas anatómicas, se sitúa la espina ilíaca anterior superior y el ángulo del pubis en la misma línea de la base del mismo, y haciendo coincidir la espina ilíaca posterior superior en la vertical de la misma, se fija el coxal y es posible obtener las radiografías en los tres planos del espacio, apoyando sucesivamente el soporte en cada una de sus tres caras. El otro punto de referencia importante, el centro de la cavidad acetabular, se materia-

liza mediante esferas ligeramente radiopacas -utilizamos esferas de corcho de distintos diámetros pintadas con pintura de minio- que no entorpecían la visión de los elementos óseos interpuestos.

A pesar de que la obtención de las radiografías no ofrecía dificultades, desistimos de este estudio ya que, sin poder situar anatómicamente con exactitud el hueso coxal, los datos obtenidos de las mismas, no tendrían utilidad en la práctica clínica, por ser imposible repetirlas en individuos vivos.

6-3-3 ESTUDIOS RADIOGRAFICOS DE LA PELVIS.

Las pelvis montadas de igual forma a la expresada para las medidas anatómicas han fueron radiografiadas en proyección anteroposterior, en todo similar a la radiografía anteroposterior de pelvis convencional que se realiza en el individuo vivo; el estudio de estas radiografías no ofreció las posibilidades esperadas para la situación espacial del acetábulo respecto de la misma, toda vez que las referencias anatómicas, en proyección radiográfica, no son fácilmente definibles, ya que se trata de relieves óseos redondeados; estas dificultades nos obligaron a contar únicamente con las referencias obtenidas en las medidas anatómicas.

6-4 PROGRAMAS DE CALCULO.

Tomando como base las medidas anatómicas y radiológicas realizadas en los fémures, es posible definir y cuantificar, mediante programas de cálculo, otras magnitudes angulares o lineales cuya determinación directa sobre las piezas óseas o las radiografías sería difícil o imposible, y cuyo conocimiento estimamos que nos permite una mejor comprensión de las relaciones de la articulación coxofemoral.

A.- Cálculos respecto de las determinaciones anatómicas del fémur.

Respecto de las medidas anatómicas del fémur hemos establecido los programas de cálculo precisos para obtener valores angulares a partir de otros ángulos ya determinados.

Medir todos los ángulos posibles, entre los ejes femorales descritos y los de estos ejes respecto del sistema de referencia y de la vertical, habría sido una tarea engorrosa por la escasa magnitud de algunos de estos ángulos, esto nos movió a establecer cálculos simples para determinar algunos

de los ángulos posibles; por ejemplo el valor del ángulo entre los ejes diafisario proximal y diafisario se obtiene con facilidad restando los valores de los ángulos cérico diafisario proximal y cérico diafisario, ángulos de mayor magnitud y por tanto de mas fácil determinación. En otros casos ha sido preciso obtener el valor del ángulo complementario o suplementario para obtener el valor del que nos interesaba, pero se ha tratado siempre de sumas o restas simples.

Estas operaciones se han realizado con programas escritos en BASIC, que además de realizar estos cálculos, confeccionan los archivos de datos, agrupados a nuestra conveniencia, para facilitar su tratamiento estadístico.

Los ángulos posibles en visión ánteroposterior, y respecto de las medidas anatómicas son:

Eje "Y_Y'" con - Eje cervicocefálico.

- Ejes diafisarios.

- Eje mecánico.

Eje cérico cefálico con - Ejes diafisarios.

- Eje mecánico.

Eje mecánico con - Ejes diafisarios.

Eje diafisario con - Eje diafisario proximal.

En esta visión ánteroposterior el eje "Y_Y'", eje de abcisas del sistema de referencia, coincide con la vertical, considerando la vertical a la normal levantada sobre la tangente distal a los cóndilos femorales.

En visión lateral los ángulos posibles son:

Eje "Y_Y'" con - Eje cervicocefálico.

- Eje diafisario proximal.
- Eje mecánico.

Eje cérvico cefálico con - Eje mecánico.

- Eje diafisario proximal.

Eje mecánico con - Eje diafisario proximal.

En esta visión lateral no hemos realizado ninguna medida anatómica respecto del eje diafisario.

El programa para realizar los cálculos y la distribución de los datos en ficheros para su posterior tratamiento estadístico es el que sigue:

```
1 REM este programa utiliza la base de datos "xfmanu1"
2 REM genera tres archivos "ANmanuAP" datos de angulos en
3 REM ánteroposterior. "ANmanuLA" angulos en lateral y
```

```

4 REM "ManuOTRO" con el resto de los datos.
5 OPEN "anmanuap" FOR OUTPUT AS #1
6 OPEN "anmanula" FOR OUTPUT AS #2
7 OPEN "manuotro" FOR OUTPUT AS #3
10 DIM V(100)
15 DIM Z(50)
20 FOR K=1 TO 29:READ V(K):NEXT K
30 READ FEM$:PRINT FEM$
32 PRINT #3,FEM$
34 PRINT #1,FEM$
35 PRINT #2,FEM$
40 FOR K=1 TO 18:READ Z(K):NEXT K
50 F$="###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.##
###.## ###.## ###.##"
60 F1$="###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.##
###.## ###.## ###.##"
70 F2$="###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.##
###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.##
###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.## ###.##
###.##"
75 REM          -- Cálculo de ángulos --
80 XA=180-Z(18)-Z(6)
85 XB=180-Z(17)-Z(6)
90 XC=Z(2)+Z(18)-Z(17)
95 XD=180-Z(6)
100 XE=Z(3)-Z(6)-Z(16)+90
105 XF= Z(3)-90
110 YA=Z(13)-Z(14)
115 YB=Z(13)-Z(15)
120 YD=180+Z(13)-Z(12)
130 YC=Z(15)+180-Z(12)
150 YE=Z(13)-90
155 YF=YD-YA
160 PRINT #2,USING F1$;Z(11),YF,YA,YB,YC,Z(12),Z(13),
Z(14),Z(15),YD,YE
170 PRINT #3,USING F2$;Z(11),V(1),V(2),V(3),V(4),V(5),
V(6),V(7),V(8),V(9),V(10),V(11),V(12),V(13),V(14),V(15),
V(16),V(17),V(18),V(19),V(20),V(21),V(24),V(25),V(26),
V(27),V(28),V(29),Z(1)
180 PRINT #1,USING F$;Z(11),Z(18),Z(2),XF,XA,XB,Z(17),XC,
Z(16),Z(18),XD,XE
190 GOTO 20
200 CLOSE:STOP
25008 252 DATA 71,22,23,38,26,54,67,19,28,107,110,28,
00,32,214,221,39,00,421,429,442,123,144,74,22,-20,94,-8,-49,
25bm, 3,10,95, 00,00,49,00,00,00,00,2,116,92,
81,88,125,123,123.

```

Mas complejidad tiene la determinación mediante cálculo de los ángulos reales. Su magnitud se calcula a partir de las medidas de los ángulos proyectados sobre los planos frontal y sagital de los ejes que los definen, mediante un programa que trascribimos. Se han determinado los ángulos reales entre los ejes cervicocefálico, diafisario proximal y mecánico que definen los ángulos reales cerviceo diafisario proximal, cerviceo mecánico y mecánico diafisario proximal.

```

10 REM PROGRAMA RECTA92n. Ecuacion de la recta de corte de
20 REM dos planos definidos por sendas ternas de puntos.
30 REM Utiliza el fichero ANGULOS que contiene los angulos
40 REM AP y L de los ejes mecánico "M", cerviceo cefálico
50 REM "C" y diafisario proximal "DP", con el eje "Y_Y'".
60 OPEN "ANGU_EN" FOR INPUT AS #1
70 INPUT #1, A$
80 OPEN "ANGU_SAn" FOR OUTPUT AS #2
83 OPEN "ANGU_SAn.3" FOR OUTPUT AS #3
90 PRINT #2, " NUM ";:PRINT #2, "FEMUR ";TAB(15);
100 PRINT #2, " EM_C      EM_DP      C_DP"
110 DIM M3(2,4,3):REM      PLANO, COEFICIENTE, EJE
120 DIM ANG(3,2):REM      EJE, PLANO
130 DIM M(2,4):DIM CR3(3,3):REM      COOR, EJE
140 DEF FNACOS(X)=45/ATN(1)*ATN(ABS(((1-X*X)^.5/X)))
141 DEF FNSENO(X)=SIN(ATN(1)/45*X)
142 DEF FNCOSENO(X)=COS(ATN(1)/45*X)
143 DEF FNTG(X)=TAN(ATN(1)/45*X)
210 INPUT #1, NUM, FEM$:IF FEM$<>"ZZ" THEN 230
220 CLOSE:END
230 AGU=0
240 FOR EJ=1 TO 3:FOR K=1 TO 2:INPUT #1, ANG(EJ,K):REM 1 az
    2 ax
250 IF ANG(EJ,K)>900 THEN AGU=1
260 NEXT K:NEXT EJ
270 IF AGU=0 THEN 290
280 EMVC=999:EMVDP=999:CVDP=999:GOTO 630
290 FOR EJ=1 TO 3
330 SENAX=FNSENO(ANG(EJ,2)):COSAX=FNCOSENO(ANG(EJ,2))
331 SENAZ=FNSENO(ANG(EJ,1)):COSAZ=FNCOSENO(ANG(EJ,1))
340 CR(3)=(SENAX^2*COSAZ^2/(1-SENAX^2*SENAZ^2))^5
341 IF FNTG(ANG(EJ,2))<0 THEN CR(3)=-CR(3)

```



```

350 CR(1)=(SENAX^2*COSAX^2/(1-SENAX^2*SENAX^2))^5
351 IF FNTG(ANG(EJ,1))<0 THEN CR(1)=-CR(1)
360 CR(2)=(1-CR(1)^2-CR(3)^2)^5
560 REM PRINT FEM$,EJ,:FOR I=1 TO 3: PRINT USING "##.###
";CR(I);: NEXT I :PRINT:PRINT
561 FPA$="Num   ##   ax: ##.##   cr(3): #.###   az:
##.##   cr(1):#.###"
562 PRINT USING FPA$;NUM,EJ,ANG(EJ,2);CR(3),ANG(EJ,1);CR(1)
565 F$="   ##.##   "
566 PRINT #3,USING F$;CR(1);ANG(EJ,1);CR(2);CR(3);ANG(EJ,2)
570 REM PRINT "SEN ALFA*SEN ALFL";:PRINT USING "   ##.###";
(1-CR(1)^2)^5*FNSENO(ANG(EJ,2))
572 REM LPRINT "SEN ALFA*SEN ALFL";:LPRINT USING "   ##.###"
;(1-CR(1)^2)^5*FNSENO(ANG(EJ,2))
575 REM INPUT C
580 FOR C=1 TO 3:CR3(C,EJ)=CR(C):NEXT C
590 NEXT EJ
600 E1=1:E2=2:GOSUB 660:EMVC=ANGU
610 E1=1:E2=3:GOSUB 660:EMVDP=ANGU
620 E1=2:E2=3:GOSUB 660:CVDP=ANGU
630 PRINT #2,USING"####   ";NUM;:PRINT #2,FEM$;TAB(15);
640 PRINT #2,USING"####.##   ####.##   ####.##   ####.##";
EMVC,EMVDP,CVDP
650 GOTO 210
660 REM SUBROUTINA
670 COSE= CR3(1,E1)* CR3(1,E2)+ CR3(2,E1)* CR3(2,E2)+ CR3
(3,E1)* CR3 (3,E2)
680 ANGU=FNACOS(COSE)
690 REM PRINT "coseno ",COSE,"   angulo   ",ANGU
700 RETURN

```

B.- Cálculos geométricos realizados con los datos obtenidos de las radiografías.

Una vez definidos los ejes de la diáfisis y del cuello, y los puntos y parámetros de mayor interés para un estudio de la morfología y dimensiones del fémur, se plantea el problema de determinar la posición en el espacio de estas líneas y estos puntos a partir de la información que puede obtenerse de sus proyecciones radiográficas.

En la figura 103 se aprecia claramente el efecto de la proyección anteroposterior de un punto cualquiera "P"; sobre la radiografía solo podemos medir las coordenadas del punto "P'", que presentan un efecto de paralaje como consecuencia de la proyección, y no coincidirán en general con las del propio punto P.

La diferencia $x_{P'} - x_P$ podría expresarse en función de las coordenadas de "F", conocidas, y de "P", que son las que pretendemos hallar; pero resulta más sencillo y fiable utilizar las proyecciones anteroposterior y lateral de cada eje para determinar directamente su dirección real en el espacio.

Para ello basta tener en cuenta, Figura 104, que una recta cualquiera, por ejemplo la recta "A_B" que define el eje "c-c'", puede definirse como la intersección de dos planos, en este caso el plano "F_{AP} A'_{AP} B'_{AP}" y el "F_L A'_L B'_L", determinados cada uno de ellos por tres puntos de coordenadas conocidas, concretamente el foco y las correspondientes proyecciones de los puntos "A" y "B".

Todos los cálculos geométricos, que se resumirán en los apartados que figuran a continuación, se han realizado mediante un programa de ordenador escrito en BASIC, cuyas instrucciones se transcriben al final de este apartado. Este programa, llamado "EJESN", contiene subrutinas auxiliares correspondientes a las diferentes etapas del cálculo.

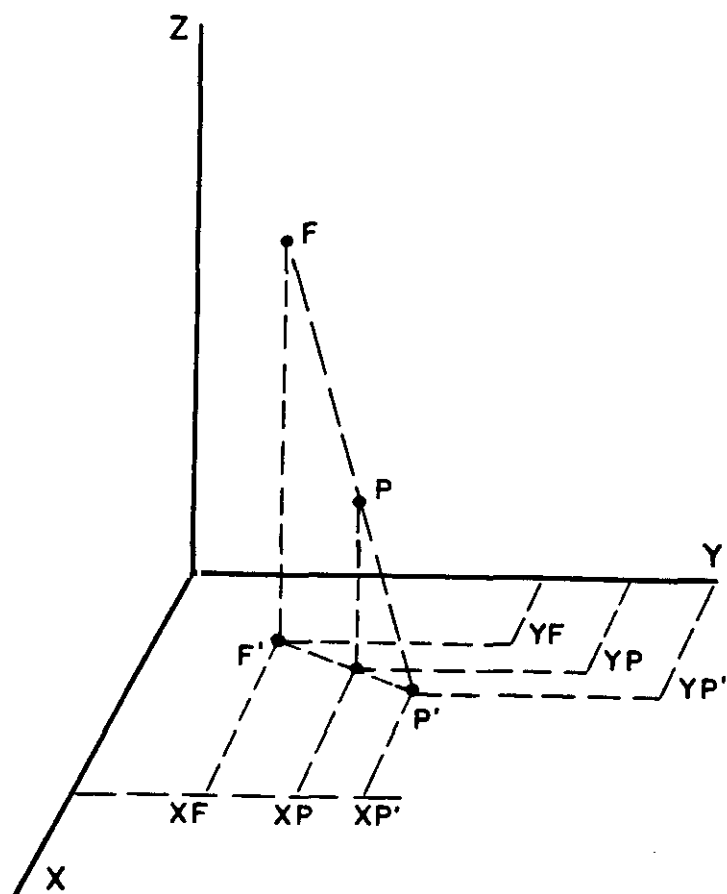


FIGURA 103

Esquema de la proyección de un punto cualquiera "P" y del foco del aparato de rayos roentgen "F". "P'" y "F'" son sus proyecciones.

El programa comienza con la lectura de todos los datos tomados de las radiografías anteroposteriores y laterales, es decir, de las coordenadas de las proyecciones de los puntos "A", "B", "C" y "D", y de las del propio foco "F"; del ángulo "Alfa CE", de la longitud radiológica " l_r ", y del radio " r_c " de la cabeza femoral.

Determinación de las direcciones de los ejes.

De acuerdo con el principio mas arriba indicado, en la figura 104 para determinar la ecuación del eje "c-c'" del cuello, por ejemplo, hay que empezar por hallar las ecuaciones de los dos planos que se cortan en la recta "A_B". En las radiografías anteroposterior y lateral figuran, para cada uno de los fémures, no solo las correspondientes proyecciones de los puntos "A" y "B" sino también la del propio foco, cuya distancia a la placa se mantiene fija y es otro dato conocido. Esta distancia del foco a la placa será la " Z_F " en el caso de la radiografía anteroposterior y la " X_F " cuando se trate de la toma lateral.

De esta forma en el programa se pueden determinar las ecuaciones de los planos que pasan por los puntos

$$F_{AP}, A'_{AP} \text{ Y } B'_{AP} \quad (\text{Plano } F_{AP}\text{-A-B})$$

$$F_L, A'_L \text{ Y } B'_L \quad (\text{Plano } F_L\text{-A-B})$$

sin más que aplicar las fórmulas trigonométricas de la ecuación del plano que pasa por tres puntos de coordenadas conocidas.

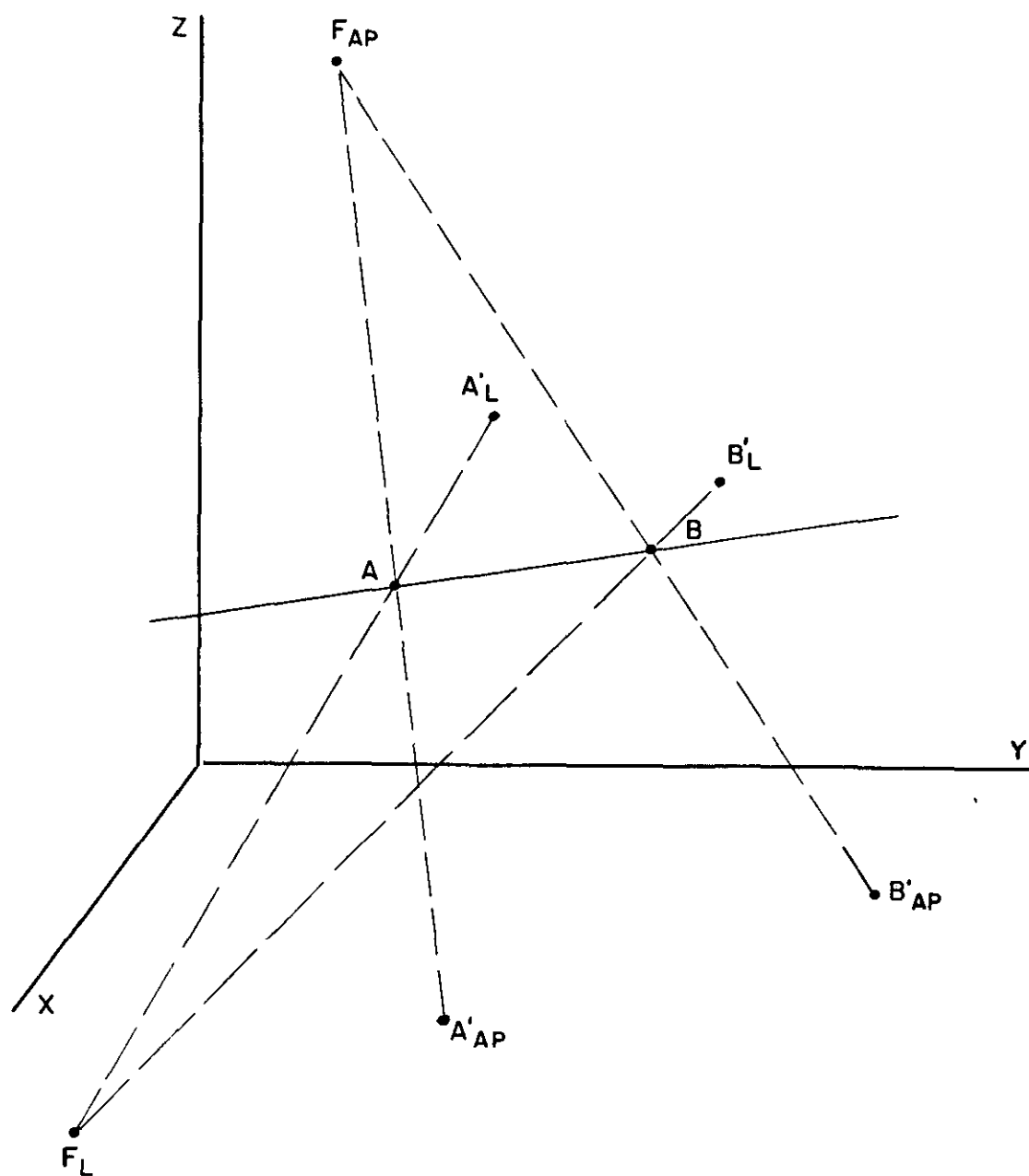


FIGURA 104

Proyección de la recta "A_B" sobre dos planos ortogonales. A'_{AP} y B'_{AP} proyección de los puntos A y B sobre el plano "X-Y" en la radiografía AP. A'_L y B'_L la proyección de A y B en la radiografía lateral sobre el plano "Y-Z".

Estas ecuaciones de los dos planos permiten a su vez calcular los cosenos directores de su recta de intersección en el espacio, que es el eje "A_B".

Los ejes "B_C" y "C_D" se localizan en el espacio de manera análoga mediante las proyecciones anteroposterior y lateral de los puntos "B", "C", y "D".

A partir de los cosenos directores de los ejes "A_B", "B_C" y "C_D", el programa pasa a calcular los siguientes ángulos:

Angulo ABC: Que es el ángulo formado por el eje del cuello "A_B" y el eje "C_D".

y ángulo BCD que es el pequeño ángulo que forman los ejes "B_C" y "C_D", correspondientes a sendas zonas de la mitad proximal de la diáfisis femoral.

Cálculo de los ángulos de anteversión.

En la Figura 105 se indican los ángulos AV1 y AV2 de anteversión considerados. El ángulo AV1 es el que forma el eje del cuello "c-c'" con el plano de apoyo que es el "XY". El segundo ángulo de anteversión AV2 es el que forma este plano "XY" de apoyo con la proyección del eje "c-c'" sobre un plano paralelo al "XZ".

El ángulo AV1 es el complementario del ángulo que forma el eje "Z_Z'" con el eje "c-c'", y se deduce directamente del tercer coseno director de este eje del cuello. En cuanto al ángulo AV2, se tienen en cuenta algunas relaciones geomé-

tricas sencillas que se aprecian en la figura 105.

Si llamamos beta al ángulo que forma el segmento "M_N", o lo que es lo mismo el eje "c-c'", con el eje "Y_Y'", y gamma al ángulo que forman con el eje "Z_Z'" este mismo segmento y eje, tendremos:

$$\text{sen}(\text{MNP}) = \text{sen}(\text{beta}) = \text{MP}/\text{MN}$$

$$\text{cos}(\text{M'MN}) = \text{cos}(\text{gamma}) = \text{MM'}/\text{MN}$$

$$\text{sen}(\text{AV2}) = \text{sen}(\text{MPM'}) = \text{MM'}/\text{MP} = \text{cos}(\text{gamma})/\text{sen}(\text{beta})$$

con lo que queda calculado el seno del ángulo AV2 en función de los ángulos que el eje del cuello forma con los ejes coordenados "Y_Y'" y "Z_Z'".

De la figura se desprende además una sencilla relación entre los dos ángulos de anteversión considerados, ya que

$$\text{sen}(\text{AV1}) = \text{MM'}/\text{MN}$$

$$\text{sen}(\text{AV2}) = \text{MM'}/\text{MP}$$

$$\text{sen}(\text{PNM}) = \text{sen}(\text{beta}) = \text{MP}/\text{MN} = \text{sen}(\text{AV1})/\text{sen}(\text{AV2})$$

de donde $\text{sen}(\text{AV2}) = \text{sen}(\text{AV1})/\text{sen}(\text{beta})$

expresión que permite el cálculo del ángulo de anteversión AV2 en función del ángulo beta que forma el eje del cuello con el eje coordenado longitudinal "Y_Y'", y del ángulo de anteversión AV1.

El programa "EJESN.BAS" utiliza los principales datos obtenidos midiendo ángulos de ejes y coordenadas de puntos de referencia en las radiografías anteroposteriores y late-

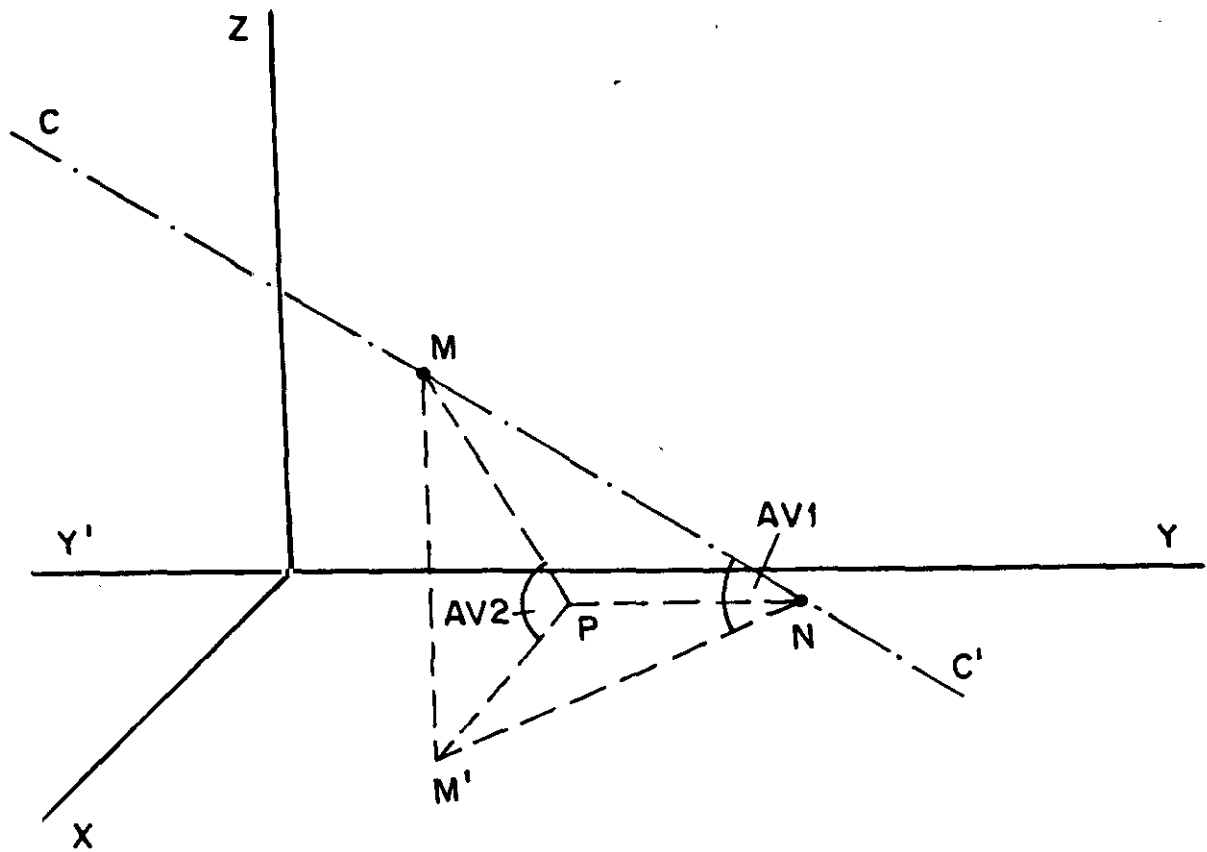


FIGURA 105

Angulos del eje c3rvico cef3lico "c-c'" respecto del sistema de referencia. AV2 es el 3ngulo de anteversi3n, proyecci3n sobre el plano "X_Z" del 3ngulo AV1 que forma el eje "c-c'" sobre el plano de apoyo "X_Y".

rales. Estos datos de entrada los lee del fichero llamado "FI30". Los resultados se graban en el fichero "FI40".

```

10 REM programa EJESN
20 REM
30 REM Ecuacion de la recta de corte de
40 REM dos planos definidos por sendas ternas de puntos
50 REM DATA X1,Y1,Z1,1,X2,Y2,Z2,1,X3,Y3,Z3,1
60 REM
70 DEF FNF (X,N)=INT(10^N*X+.5*ABS(X)/X)/10^N
80 DEF FNASEN(X)=180/3.14159*ATN (X/(1-X*X)^.5)
90 DEF FNACOS(X)=180/3.14159*ATN ((1-X*X)^.5/X)
100 DIM M2(2,2),M3(3,3),MP(3,4,2),M(2,4),V(30),MRE(3,3)
120 GOTO 730:REM PASO AL PROGRAMA EJES
130 REM subrutina cálculo M3
140 FOR IPLA=1 TO 2
150 FOR JPM=1 TO 4
160 J3=0
170 FOR JP=1 TO 4
180 IF JP=JPM THEN 210
190 J3=J3+1
200 FOR I3=1 TO 3:M3(I3,J3)=MP(I3,JP,IPLA):NEXT I3
210 NEXT JP
220 GOSUB 590
230 AP(JPM)=D3*(-1)^(JPM-1)
240 NEXT JPM
250 D=(AP(1)^2+AP(2)^2+AP(3)^2)^.5
260 FOR J=1 TO 4:AP(J)=AP(J)/D:M(IPLA,J)=AP(J):NEXT J
270 REM PRINT:PRINT
280 NEXT IPLA
290 REM
300 REM Cosenos directores de recta de corte de dos planos
310 REM cuyos coeficientes estan en M(2,4)
320 REM
330 REM LPRINT:LPRINT"PLANOS":LPRINT:FOR I=1 TO 2:FOR J=1
TO 4
340 REM LPRINT USING "###.###";M(I,J);:NEXTJ:LPRINT:NEXT I
350 DE=M(1,1)*M(2,2)-M(1,2)*M(2,1)
370 IF DE =0 THEN 440
380 AC=(M(1,2)*M(2,3)-M(1,3)*M(2,2))/DE
390 BC=(M(1,3)*M(2,1)-M(1,1)*M(2,3))/DE
400 CR(3)=1/(AC^2+BC^2+1)^.5
410 CR(1)=CR(3)*AC
420 CR(2)=CR(3)*BC
430 GOTO 520
440 CR(3)=0
450 IF M(1,1)=0 THEN 500

```

```

460 AB=-M(1,2)/M(1,1)
470 CR(2)=1/(AB^2+1)^.5
480 CR(1)=AB*CR(2)
490 GOTO 520
500 CR(2)=0
510 CR(1)=1
520 REM PRINT "COSENOS ": LPRINT "COSENOS DE LA RECTA ";
530 REM FOR I=1 TO 3: PRINT CR(I);: LPRINT CR(I);: NEXT I
540 RETURN: REM DEVUELVE LOS COSENOS DE LA RECTA EN CR(3)
550 REM
560 REM SUBROUTINA DETERMINANTE ORDEN 2
570 D2=M2(1,1)*M2(2,2)-M2(1,2)*M2(2,1)
580 RETURN
590 REM SUBROUTINA DETERMINANTE ORDEN 3
600 D3=0
610 FOR J3M=1 TO 3
620 J2=0:FOR J3=1 TO 3
630 IF J3=J3M THEN 680
640 J2=J2+1
650 FOR I2=1 TO 2
660 M2(I2,J2)=M3(I2+1,J3)
670 NEXT I2
680 NEXT J3
690 GOSUB 560
700 D3=D3+M3(1,J3M)*D2*(-1)^(J3M-1)
710 NEXT J3M
720 RETURN
730 REM
740 REM                                PROGRAMA PRINCIPAL
750 REM
751 INPUT " 1:Fi40, 2:Impresora, 3:Pantalla ";KPR
752 IF KPR<>1 AND KPR<>2 AND KPR<>3 THEN 751
760 OPEN "FI30" FOR INPUT AS #1
770 IF KPR=1 THEN OPEN "FI40" FOR OUTPUT AS #2
780 IF KPR=2 THEN OPEN "LPT1" FOR OUTPUT AS #2
781 IF KPR=3 THEN OPEN "CON" FOR OUTPUT AS #2
810 PRINT "Femures FEM1,FEM9 ":INPUT FEM1,FEM9
820 FOR I=1 TO 30: INPUT #1,V(I):NEXT I
821 IF V(30)<FEM1 THEN 820
822 PRINT " FEMUR ";V(30)
830 IF KPR=3 THEN 860
831 FOR I=1 TO 30:PRINT #2, USING "####.####";V(I):NEXT I
860 REM
870 DYA=V(29)*(V(4)+.5)/200
880 REM El eje Y está desplazado debido a YFAP, V(29)
890 REM V(4) es la Z de A y tambien del borde de la cabeza
900 DYL=V(26)*(V(1)+.5)/200
910 REM V(26) es XFAP y V(1) es XAAP
920 REM

```

```

930 FOR I=1 TO 3:FOR K=1 TO 2:MP(I,4,K)=1:NEXT K:NEXT I
940 MP(1,1,1)=V(28):MP(1,2,1)=V(29)-DYA:MP(1,3,1)=200:REMFAP
950 MP(2,1,1)=V(1):MP(2,2,1)=V(2)-DYA:MP(2,3,1)=V(4):REMAAP
960 MP(3,1,1)=V(5):MP(3,2,1)=V(6)-DYA:MP(3,3,1)=V(8):REMBAP
970 REM Plano 1 FAB(AP)
980 REM Plano 2 FAB(L)
990 MP(1,1,2)=200:MP(1,2,2)=V(26)-DYL:MP(1,3,2)=V(27):REMFL
1000 MP(2,1,2)=V(1):MP(2,2,2)=V(3)-DYL:MP(2,3,2)=V(4):REMAAL
1010 MP(3,1,2)=V(5):MP(3,2,2)=V(7)-DYL:MP(3,3,2)=V(8):REMBL
1020 GOSUB 140
1030 FOR J=1 TO 3: MRE(1,J)=CR(J): NEXT J
1040 REM MRE(1,J) Cosenos directores de la recta AB
1050 REM          XDAP          YDAP          ZDL
1060 MP(2,1,1)=V(14):MP(2,2,1)=V(15)-DYA:MP(2,3,1)=V(17):REM
DAP
1070 MP(2,1,2)=V(9):MP(2,2,2)=V(11)-DYL:MP(2,3,2)=V(12):REM
CL
1075 REM          XCAP          YCL          ZCL
1080 GOSUB 140
1090 FOR J=1 TO 3: MRE(2,J)=CR(J): NEXT J
1100 REM
1110 MP(3,1,2)=V(14):MP(3,2,2)=V(16)-DYL:MP(3,3,2)=V(17):REM
DL
1120 REM          Plano 2:
FCD(L)
1130 GOSUB 140
1140 FOR J=1 TO 3: MRE(3,J)=CR(J): NEXT J
1150 I1=1: I2=2
1160 GOSUB 1620
1180 PRINT #2,USING "#####.#### ABC";AN: REM V(31)
1190 I2=3
1200 GOSUB 1620
1220 PRINT #2,USING "#####.#### ACD";AN: REM V(32)
1230 I1=2
1240 GOSUB 1620
1260 PRINT #2,USING "#####.#### BCD";AN: REM V(33)
1270 REM
1280 REM          LONGITUD DEL CUELLO
1290 REM
1300 LC=((V(1)-V(5))^2+(V(2)-V(6))^2)^.5
1301 LCL=((V(3)-V(7))^2+(V(4)-V(8))^2)^.5
1310 LC=LC/(1-MRE(1,3)^2)^.5
1311 LCL=LCL/(1-MRE(3,3)^2)^.5
1320 LC=LC*(400-V(4)-V(8)-1)/400
1321 LCL=LCL*(400-V(1)-V(5)-1)/400
1340 PRINT #2,USING "#####.#### LC";LC: REM V(34)
1341 PRINT #2,USING "#####.#### LCL";LCL: REM V(35)
1350 REM
1360 REM          ANTEVERSION

```

```

1370 REM
1380 AV1=FNASEN(MRE(1,3))
1390 ZA=V(4)+(V(27)-V(4))/200*V(1): REM CORRECCION DE Z
1400 ZB=V(8)+(V(27)-V(8))/200*V(5): REM V(27) ES LA Z DEL
FOCO
1410 SIG=1
1420 IF ZA>ZB THEN 1440
1430 SIG=-1
1440 AV1=SIG*ABS(AV1)
1460 PRINT #2,USING "####.#### AV1";AV1: REM V(36)
1470 REM
1480 AV2=SIG*180/3.14159*ABS(ATN(MRE(1,3)/MRE(1,1)))
1510 PRINT #2,USING "####.#### AV2";AV2: REM V(37)
1520 REM
1525 IF KPR=3 THEN 1570
1530 FOR J=1 TO 3: REM V(38),V(39) y V(40)
1540 PRINT #2,USING "####.####";FNACOS(MRE(1,J)):REM cosenos
de AB
1560 NEXT J
1570 REM
1580 IF V(30)< FEM9 THEN 820
1590 CLOSE 1: CLOSE 2
1600 END
1610 REM
1620 REM          SUBROUTINA DE CALCULO DE ANGULOS
1630 REM
1640 C=MRE(I1,1)*MRE(I2,1)+MRE(I1,2)*MRE(I2,2)+
+MRE(I1,3)*MRE(I2,3)
1650 AN=180-ABS(FNACOS(C))
1660 IF I1=2 THEN AN=180-AN
1670 RETURN

```

B.- Calculos realizados a partir de las medidas del hueso coxal.

Respecto del hueso coxal se han establecido programas de cálculo para intentar definir las relaciones entre los diferentes puntos de referencia, tratando de situarlos espacialmente entre sí y determinando la situación relativa de la cavidad acetabular.

La cavidad acetabular la podemos considerar como el

centro del coxal, que separa éste en dos grandes zonas, el ala ilíaca integrada por el ilion y el agujero obturador integrado por isquion y pubis. A partir de los datos obtenidos para definir las variaciones de su distancia a los puntos de referencia básicos hemos estimado los siguientes sistemas de referencia:

Hemos considerado un primer sistema de referencia para determinar la situación del acetábulo en el coxal aislado, estableciendo un plano definido por los tres puntos básicos "A", "P" y "S", en el que hemos considerado "S" (0,0,0) como centro de ejes coordenados espaciales. "A" situado en el eje de las abcisas, cuya "x" y "z" son iguales a cero, y cuya "y" es la magnitud de la distancia "S-A"; y "P", cuya "x" e "y" se calculan a partir de su distancia a "S" y "A", y cuya "z" es cero. Sobre este sistema situamos el punto "C" que queda definido por sus correspondientes ordenadas, lo que nos informa de su situación en relación con el plano y los puntos de referencia básicos. Figura 106.

El programa en BASIC "COXAL2" calcula las coordenadas del centro del acetábulo, permitiendonos relacionarlo respecto de este sistema definido por los puntos de referencia básicos "A", "P" y "S".

```
5 REM PROGRAMA COXAL2
10 DIM M(11,160):DIM V$(160):DIM AGU(160)
19 INPUT " FICHERO ";F$
20 OPEN F$ FOR INPUT AS #1
```

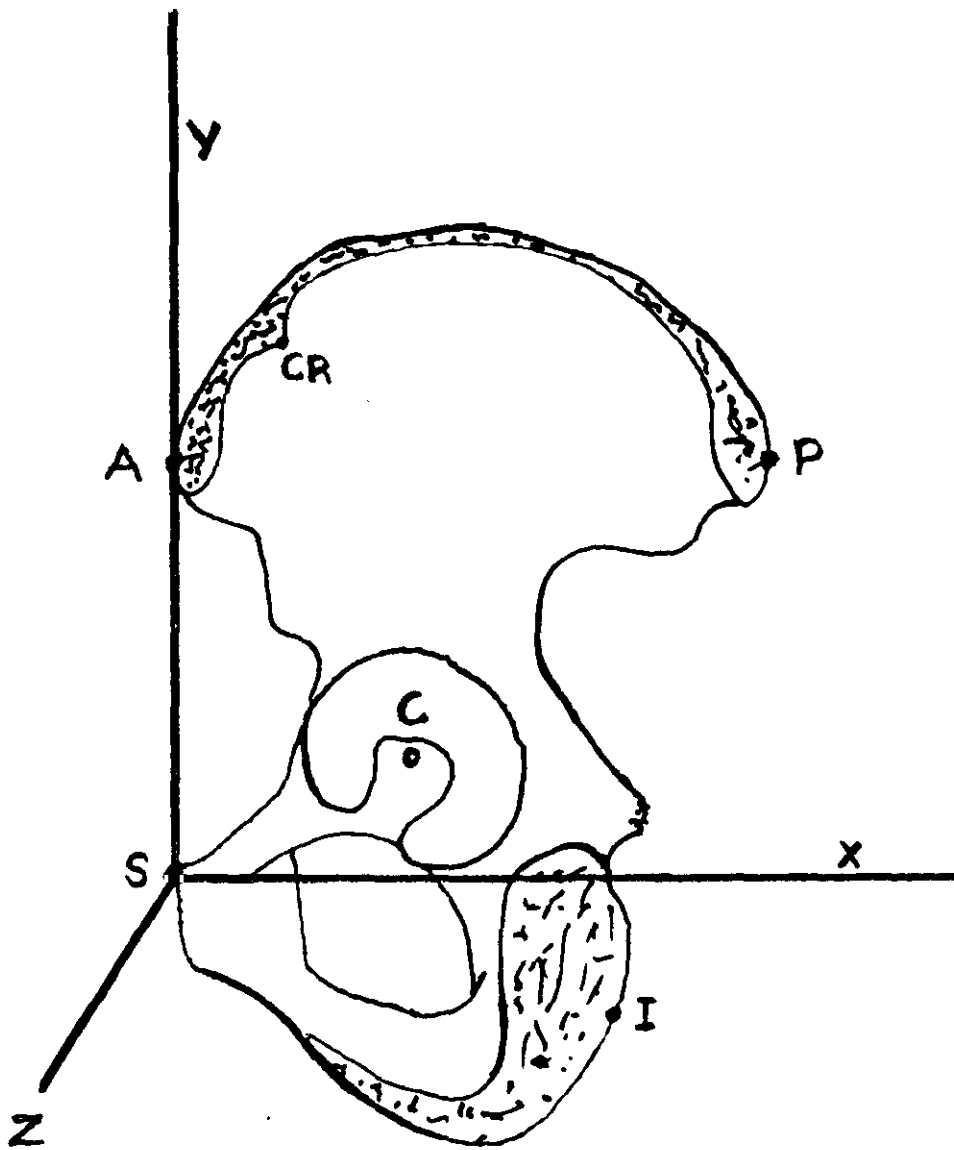


FIGURA 106.

El coxal aislado situado en el primer sistema de referencia. Punto "S" $(0,0,0)$. Punto "A" $(0,A-S,0)$. Punto "P" $(x,y,0)$. Punto "C", centro del acetábulo (x,y,z) .

```

25 OPEN "XCYCZC" FOR OUTPUT AS #2
26 PRINT #2," COXAL LADO XC YC ZC DATOS DEL
FICHERO ";F$
30 JM1=0:JM2=0
40 INPUT #1,A$,J99
50 FOR J=1 TO J99
60 INPUT #1,V$(J)
70 FOR K=1 TO 11:INPUT #1,M(K,J)
75 IF M(K,J)<900 THEN 79
76 AGU(J)=999
79 NEXT K
80 NEXT J
100 FOR J=1 TO J99
103 IF AGU(J)<999 THEN 110
106 XC=999:YC=999:ZC=999:GOTO 190
110 YA=M(4,J):AP=M(2,J):PS=M(5,J):AS=M(4,J):CA=M(8,J) :
CP=M(9,J):CS=M(11,J)
115 L=M(1,J)
120 PE=(AP+PS+AS)/2
130 SUP=(PE*(PE-AP)*(PE-PS)*(PE-AS))^.5
140 XP=SUP*2/AS
150 YP=(PS^2-XP^2)^.5
160 YC=(YA^2-CA^2+CS^2)/2/YA
170 XC=(PS^2-2*YC*YP+CS^2-CP^2)/2/XP
180 ZC=SQR(CS^2-XC^2-YC^2)
190 PRINT V$(J);" ";L," XC,YC,ZC ";XC,YC,ZC
195 PRINT #2,V$(J);TAB(8);
196 PRINT #2,USING "#### ###.## ###.## ###.##";L,XC,YC,ZC
200 NEXT J
1000 CLOSE :END

```

Se ha establecido así mismo un segundo sistema de referencia para determinar las relaciones del tubérculo ilíaco, punto "Cr", con el centro del acetábulo, punto "C". Para ello hemos estimado otro sistema espacial de referencia en el que en el origen situamos el punto "A", es decir la espina ilíaca anterior superior, en el eje "y-y'" situamos el punto "P", espina ilíaca posterior superior, cuyas coordenadas "x" y "z" serán cero, y cuya "y" vale lo que la dis-

tancia "A-P", anchura máxima del ala ilíaca. El centro del acetábulo, punto "C", se sitúa en el plano "x-y". Con estas premisas y mediante el programa de cálculo correspondiente se pueden determinar las coordenadas del punto "Cr" y el ángulo que forman los segmentos "A-P" con "Cr-C". Figura 107.

El programa "ANGU.BAS" lee del fichero "FICR" las distancias "AP", "AC", "ACR", "PC", "PCR" y "CCR" entre los cuatro puntos que forman el tetraedro de referencia para la determinación de las coordenadas de dichos puntos en un sistema de ejes apoyado en dicho tetraedro.

Las coordenadas espaciales de los vertices del tetraedro, y el ángulo que forman las aristas AP y CCR se graban en el fichero "ANGURE".

```

10 REM PROGRAMA angu
20 COLOR 7,9,1:CLS
30 DIM V$(160):DIM LA(160)
40 DEF FNM(X,Y)=X-INT(X/Y)*Y
50 OPEN "ficr" FOR INPUT AS #1
60 OPEN "angure" FOR OUTPUT AS #2
70 DEF FNACOS(X)=180/3.14159*ATN ((1-X*X)^(.5/X))
75 PRINT #2,"N L  XP  YP  ZP  XC  YC  ZC  XCR  YCR  ZCR
AP-CCR"
76 PRINT #2,
80 INPUT #1,A$
90 INPUT #1,C9:REM          NUMERO DE COXALES
100 FOR C=1 TO C9
110 INPUT #1,V$(C),LA(C)
120 INPUT #1,AP,AC,ACR,PC,PCR,CCR
130 REM PRINT      AP,AC,ACR,PC,PCR,CCR:INPUT CC
140 XA=0:YA=0:ZA=0:XP=0:ZP=0:YP=AP:ZC=0
150 IF FNM(C,10)=0 THEN PRINT C,
160 PE=(PC+AC+AP)/2
170 CSUP=PE*(PE-PC)*(PE-AC)*(PE-AP)

```

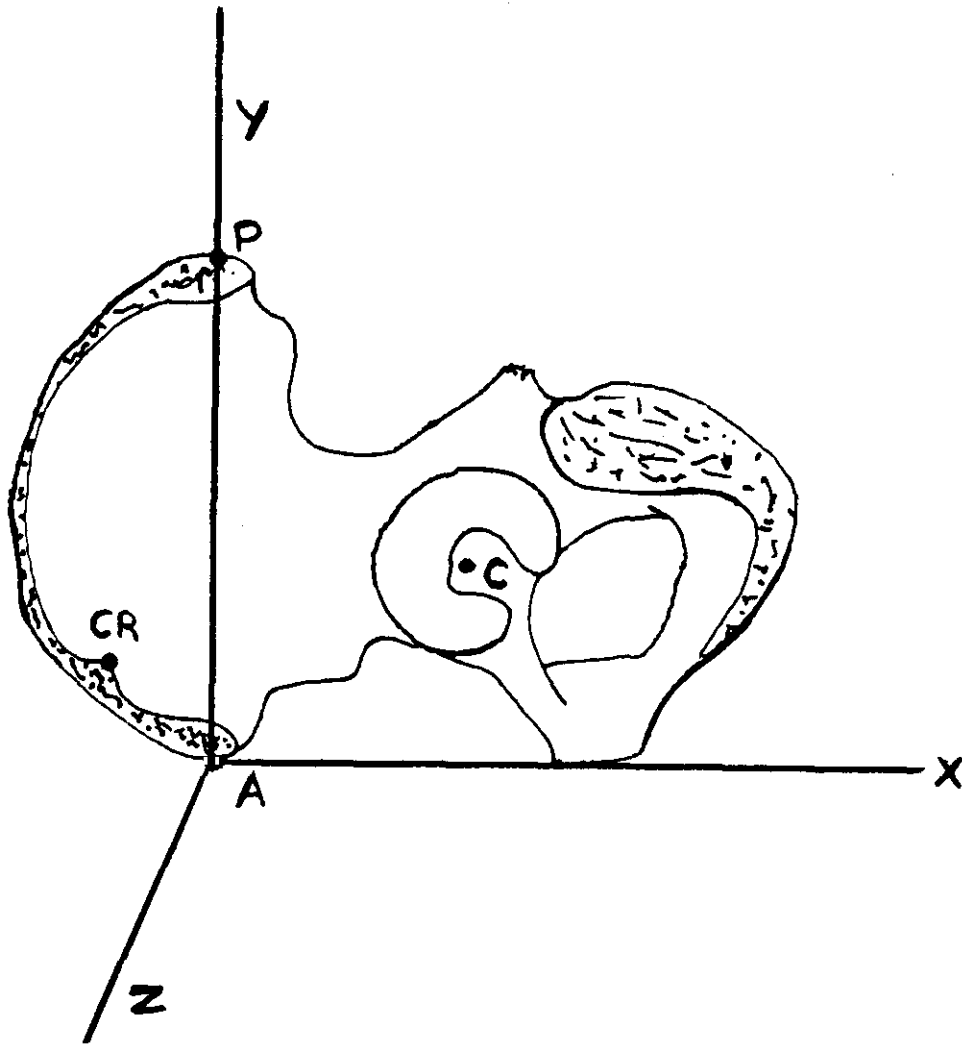



FIGURA 107

El coxal situado en el segundo sistema de referencia. "A" (0,0,0) punto origen del sistema, espina ilíaca anterior superior. "P" espina ilíaca posterior superior, cuyas coordenadas "x" y "z" serán cero, y cuya "y" vale lo que la distancia "A-P", anchura máxima del ala ilíaca. "C", centro del acetábulo, se sitúa en el plano "x-y". "Cr" tubérculo ilíaco.

```

180 IF CSUP<=0 THEN CSUP=.01
190 SUP=CSUP^.5
200 XC=SUP*2/AP
210 IF XC>.1 THEN 230
220 REM PRINT "C,XC = ";C,XC:INPUT CC
230 YC=(AC^2-XC^2)^(.5)
240 YCR=(YP^2-PCR^2+ACR^2)/2/YP
250 XCR=(AC^2-2*YCR*YC+ACR^2-CCR^2)/2/XC
260 CZCR=ACR^2-XCR^2-YCR^2
270 IF CZCR>0 THEN 290
280 PRINT " CZCR= ";CZCR:CZCR=-CZCR:REM INPUT CC
290 ZCR=CZCR^(.5)
300 VP(1)=XP:VP(2)=YP:VP(3)=ZP
310 VC(1)=XC:VC(2)=YC:VC(3)=ZC
320 VCR(1)=XCR:VCR(2)=YCR:VCR(3)=ZCR
330 PRINT VS(C)
340 PRINT " P ";:FOR K=1 TO 3:PRINT VP(K);:NEXT K:PRINT
350 PRINT " C ";:FOR K=1 TO 3:PRINT VC(K);:NEXT K:PRINT
360 PRINT " CR ";:FOR K=1 TO 3:PRINT VCR(K);:NEXT K:PRINT
370 AN=FNACOS((YCR-YC)/CCR)
375 IF R+5<>C THEN 380
376 PRINT #2,:R=R+5
380 FS="####  ####  ####  ####  ####  ####  ####  ####
####"
390 PRINT #2,VS(C);TAB(7);LA(C);
400 PRINT #2,USING FS;VP(1),VP(2),VP(3),VC(1),VC(2),VC(3),
VCR(1),VCR(2),VCR(3),AN
410 NEXT C
420 CLOSE :END

```

D.- Programas de cálculo con las determinaciones realizadas en las pelvis.

En los programas de cálculo respecto de los datos de las pelvis, hemos determinado las siguientes relaciones:

Orientación de la línea biespinosa, línea "A-P", respecto de los planos sagital, plano "Y-Z", y frontal, plano "X-Y".

Orientación de la línea que une la espina ilíaca ante-

rior superior con la sínfisis respectiva, línea "A-S" respecto del plano frontal, plano "X_Y".

Orientación de la línea que une el centro del acetábulo con el tubérculo ilíaco, "CR_C", respecto de los planos sagital y frontal.

Finalmente, como ya hicimos en el coxal, hemos determinado el ángulo con que se cruzan las líneas que unen ambas epinas ilíacas anterior superior y posterior superior con la línea que une el punto del tubérculo de la cresta con el centro del acetábulo, "CRC_AP".

Hemos utilizado el siguiente programa en BASIC:

```

10 REM PROGRAMA PELVIS
20 REM Comprueba distancias. Compara las anteverciones I,M,S
con el angulo AP^Y
30 REM y las inclinaciones con el AS^Y y el AP^Z
40 REM Calcula tambien los ángulos CrC^Z, CrC^Y y CrC^AP
50 DEF FNR(X,N)=INT(10^N*X+.5*ABS(X)/X)/10^N
60 DEF FNASEN(X)=180/3.14159*ATN (X/(1-X*X)^.5)
70 DEF FNACOS(X)=180/3.14159*ATN ((1-X*X)^.5/X)
80 OPEN "FIPeL1" FOR OUTPUT AS #1
90 OPEN "FIPeL2" FOR OUTPUT AS #2
100 OPEN "FIPeL3" FOR OUTPUT AS #3
110 PRINT #2,"Pelv.";TAB(6);" ANTI  ANTM  ANTS  APY  INCI
INCM  INCS  APX  ASY"
120 PRINT #3,"Pelv.";TAB(6);"  CRCY  CRCZ  APCRC"
130 AGU=1
140 DIM X(3,2,5):REM (Eje,Mano,Punto 0:Cr 1:A 2:S 3:C 4:P
5:I)
150 DIM A(3,2,2):REM Nivel:IMS,Angulo:Ant. Incl.,M:Der.
Izq.
160 DIM DM(5):DIM DC(5):DIM D$(5)
170 DIM CODI(3,2,5,5): REM COsenos DIrectores(Eje,Ma-
no,P1,P2)
180 D$(1)="AA":D$(2)="SS":D$(3)="CC":D$(4)="PP":D$(5)="II"
190 REM Aqui empieza la lectura
200 READ PEL$:PRINT "Pelvis ";PEL$:IF PEL$<>"ZZ" THEN 220

```

```

210 CLOSE:STOP
220 READ SEX,ALT,ANCH,DTRANS,DPROM
230 FOR P=1 TO 5:READ DM(P):NEXT P
240 IF DM(1)=0 THEN AGU=2
250 FOR P=0 TO 5: REM puntos Cr A S C P I
260 FOR M=1 TO 2: REM mano
270 FOR E=1 TO 3: REM eje x y z
280 READ X(E,M,P)
290 NEXT E:NEXT M:NEXT P:PRINT
300 FOR M=1 TO 2:FOR A= 1 TO 2: REM Mano Angulo Nivel
310 FOR N=1 TO 3: READ A(N,A,M):NEXT N:NEXT A:NEXT M:READ
ANPRO
320 REM
330 REM CALCULO DE DISTANCIAS
340 FOR P=1 TO 5
350 CU=0:FOR E=1 TO 3:CU=CU+(X(E,1,P)-X(E,2,P))^2:NEXT E
360 DC(P)=FNR(CU^.5,1):NEXT P
370 REM Escribe en los ficheros letreros y valores
380 PRINT #1,:PRINT #1,:PRINT #1,"***** Pelvis:
";PEL$
390 FOR J=1 TO 5: PRINT #1,TAB(9),D$(J); : REM D$(J): AA
SS etc. 400 REM el USING es una plantilla: DM dist. medida
DC calculada
410 PRINT #1,USING "medida: ###.# calculada: ###.# ";
DM(J),DC(J)
420 NEXT J:PRINT #1,:PRINT #1,
430 REM
440 REM ***** Calculo de angulos *****
450 P1=1:P2=2:GOSUB 740: REM Recta AS
460 P1=0:P2=3:GOSUB 740: REM Cr C
470 P1=1:P2=4:GOSUB 740: REM AP
480 FOR M=1 TO 2
490 PRO=0:FOR E=1 TO 3:PRO=PRO+CODI(E,M,0,3)*CODI-
(E,M,1,4):NEXT E 500 APCRC(M)=FNR(FNACOS(PRO),1):NEXT M
510 REM Escribe los angulos
520 IF AGU=2 GOTO 720
530 PRINT #1," Lado derecho":M=1:PRINT #1,
540 REM
550 APY=FNACOS(CODI(2,M,1,4)): IF APY<0 THEN APY=180+APY
560 CRCY=FNACOS(CODI(2,M,0,3)): CRCY=ABS(CRCY)
570 CRCZ=FNACOS(CODI(3,M,0,3)): IF CRCZ<0 THEN CRCZ=180+
CRCZ
580 APX=FNACOS(CODI(1,M,1,4)): APX=ABS(APX)
590 ASY=FNACOS(CODI(2,M,1,2)): ASY=ABS(ASY)
600 IF APCRC(M)<0 THEN APCRC(M)=APCRC(M)+180
610 FA$=" Antev. I:###.# M:###.# S:###.# AP^Y: ###.#"
620 PRINT #1, USING FA$;A(1,1,M),A(2,1,M),A(3,1,M),
FNACOS(CODI(2,M,1,4))
630 PRINT #2,PEL$;TAB(6);

```

```

640 F2$="##### ##### ##### ###.# ##### ##### ##### ###.#
###.#"
650 PRINT #2, USING F2$;A(1,1,M),A(2,1,M),A(3,1,M), APY,
A(1,2,M),A(2,2,M),A(3,2,M),APX,ASY
660 PRINT #3,PEL$;TAB(6);
670 F3$="#####.#"
680 PRINT #3, USING F3$;CRCY;CRCZ;APCRC(M)
690 FI$=" Inclín. I:###.# M:###.# S:###.# AP^X: ###.#
AS^Y: ###.#"
700 PRINT#1,USING FI$;A(1,2,M),A(2,2,M),A(3,2,M),FNACOS
(CODI(1,M,1,4)),FNACOS(CODI(2,M,1,2))
710 IF M=2 GOTO 200
720 PRINT #1,:PRINT #1," Lado izquierdo":M=2:PRINT #1,
730 GOTO 540
740 REM
750 REM ***** SUBROUTINA DE CALCULO DE ANGULOS *****
760 REM Se usa la matriz de cosenos directores CODI(3,2,6,6)
(Eje,Mano,P1,P2)
770 REM para almacenar los calculados para la recta P1_P2
780 FOR M=AGU TO 2:CUA=0
790 FOR E=1 TO 3:CUA=CUA+(X(E,M,P1)-X(E,M,P2))^2:NEXT E
800 MO(M)=CUA^.5:NEXT M
810 FOR E=1 TO 3:FOR M= AGU TO 2:CODI(E,M,P1,P2)=(X(E,M,P2)-
-X(E,M,P1))/MO(M):NEXT M:NEXT E
820 RETURN

```

~

7 RESULTADOS

7-1 RESULTADOS DE LAS DETERMINACIONES ANATOMICAS REALIZADAS EN LOS FEMURES.

MEDIDAS ANGULARES

En la exposición de nuestros resultados señalaremos cuando se trata de ángulos medidos directamente en las piezas anatómicas y en que casos se trata de ángulos calculados a partir de los anteriores. Al presentar los sumarios estadísticos de los diferentes ángulos los hemos agrupado de manera que los resultados de ángulos relacionados aparezcan en la misma página del texto, si bien esta disposición nos obliga a repetir algunos de los resultados, estimamos que dicha presentación ayuda a la valoración de los datos que se ofrecen.

Presentaremos sucesivamente los resultados de los ángulos proyectados, medidos en visión ánteroposterior, cráneo-caudal y lateral, y por último los referidos a ángulos reales.

VALORES ANGULARES EN VISION ANTEROPOSTERIOR.

ANGULOS ENTRE EL EJE CERVICO CEFALICO

CON LA VERTICAL Y CON LOS DEMAS EJES FEMORALES.

La sistemática de estas determinaciones se describe en la página 354. Respecto de la determinación del ángulo del eje cérvico cefálico con el eje mecánico, se trata de un ángulo calculado. Este ángulo determinado en dos planos ortogonales, en visión anteroposterior y lateral, nos permite conocer el valor definitivo del ángulo real con que el cuello del fémur alcanza el plano trasversal anatómico a nivel de la articulación coxofemoral. El eje "Y_Y'" como se vió en la sistemática se considera la vertical, perpendicular al plano de apoyo tangente distal a los cóndilos femorales. "EDP" eje diafisario proximal. "EM" eje mecánico. "ED" eje diafisario. "C" eje cervical. "YY" eje de abcisas, que se considera en la vertical.

Variable:	EDP_C	YY_C	EM_C	ED_C
Tamaño muestra	130	86	85	85
Media	126.458	135.337	131.924	126.253
Mediana	127	134.25	131.5	126
Moda	129	134	130	127
Media geométrica	126.319	135.162	131.779	126.091
Varianza	35.6474	48.5438	38.9375	41.8192
Desviación típica	5.97055	6.96734	6.23999	6.46678
Error estándar	0.52365	0.75130	0.67682	0.70142
Mínimo	113	121	119	112
Máximo	145	152	148	143
Rango	32	31	29	31
Primer cuartil	122	130.5	127.5	122
Tercer cuartil	130	139	135.5	130
Rango intercuartiles	8	8.5	8	8

Skewness (asimetría)	0.39180	0.35047	0.45718	0.40266
Indice de asimetría	1.82376	1.32686	1.72076	1.51557
Kurtosis	0.66260	-0.17091	0.12470	-0.04024
Indice de Kurtosis	1.54213	-0.32354	0.23468	-0.07573

Las diferencias, aunque de escasa cuantía son significativas, con un nivel de confianza superior al 99%; así mismo la correlación entre estos ángulos es elevada, coeficiente de 0.8 entre el ángulo cérico diafisario proximal y los ángulos cérico diafisario y cérico mecánico.

MEDIDAS DEL ANGULO ENTRE AMBOS EJES DIAFISARIOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 359.

"ED" eje diafisario, "DP" eje diafisario próximo.

Variable:	EDDP
Tamaño muestra	85
Media	0.694118
Mediana	0.5
Moda	0
Media geométrica	
Varianza	3.8577
Desviación típica	1.9641
Error estándar	0.213037
Mínimo	-4.5
Máximo	6
Rango	10.5
Primer cuartil	-1
Tercer cuartil	2
Rango intercuartiles	3
Skewness (asimetría)	0.342797
Indice de asimetría	1.29024
Kurtosis	0.0664437
Indice de Kurtosis	0.125042

Como podemos observar por el valor de la media estos dos ejes diafisarios en visión ánteroposterior son casi coincidentes.

VALOR DE LOS ANGULOS ENTRE EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL
CON LA VERTICAL Y CON LOS DEMAS EJES.

Estas determinaciones se describen en la página 354 y 359; los otros dos ángulos son calculados. El eje "Y_Y'" como se vió en la sistemática se considera la vertical, perpendicular al plano de apoyo tangente distal a los cóndilos femorales.

"DPEM" ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje mecánico. "EDPY" ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje "Y_Y' ". "EDP_C" ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje cérico cefálico. "EDDP" ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje diafisario.

Variable:	DPEM	EDPY	EDP_C	EDDP
Tamaño muestra	85	86	130	85
Media	4.97647	8.38953	126.458	0.69411
Mediana	5	8.75	127	0.5
Moda	5	8	129	0
Media geométrica		7.62599	126.319	
Varianza	4.87444	9.33765	35.6474	3.8577
Desviación típica	2.20781	3.05576	5.97055	1.9641
Error estándar	0.23947	0.32951	0.52365	0.21303
Mínimo	-3	1.5	113	-4.5
Máximo	9	14	145	6
Rango	12	12.5	32	10.5
Primer cuartil	4	6.5	122	-1
Tercer cuartil	6.5	10	130	2
Rango intercuartiles	2.5	3.5	8	3

Skewness (asimetría)	-0.83445	-0.32967	0.39180	0.34279
Indice de asimetría	-3.14078	-1.24812	1.82376	1.29024
Kurtosis	1.48698	-0.21335	0.66260	0.06644
Indice de Kurtosis	2.7984	-0.40387	1.54213	0.12504

Los resultados respecto del ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje de abscisas, que representa la vertical, junto con los referidos al eje mecánico presentan una distribución muy agrupada.

MEDIDAS DEL ANGULO DEL EJE MECANICO

CON LOS DEMAS EJES Y LA VERTICAL.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 357. Los resultados respecto del eje diafisario proximal "DPEM" son calculados. "EMY" Angulo del eje mecánico con la vertical. "EM_ED" Angulo de divergencia. El eje "Y_Y'" como se vió en la sistemática se considera la vertical, perpendicular al plano de apoyo tangente distal a los cóndilos femorales.

"DP" eje diafisario proximal. "EM" eje mecánico. "Y" eje de abscisas, que representa la vertical en estas determinaciones anatómicas. "ED" eje diafisario.

Variable:	DPEM	EM_C	EM_ED	EMY
Tamaño muestra	85	85	129	129
Media	4.97647	131.924	6.04264	3.24031
Mediana	5	131.5	6	3.5
Moda	5	130	6	4
Media geométrica		131.779	5.89987	
Varianza	4.87444	38.9375	1.49621	4.31289

Desviación típica	2.20781	6.23999	1.2232	2.07675
Error estándar	0.23947	0.67682	0.10769	0.18284
Mínimo	-3	119	2	-1
Máximo	9	148	9	9
Rango	12	29	7	10
Primer cuartil	4	127.5	5	1.5
Tercer cuartil	6.5	135.5	7	5
Rango intercuartiles	2.5	8	2	3.5
Skewness (asimetría)	-0.83445	0.45718	-0.49378	0.10983
Indice de asimetría	-3.14078	1.72076	-2.28958	0.50928
Kurtosis	1.48698	0.12470	0.54918	-0.53629
Indice de Kurtosis	2.7984	0.23468	1.27324	-1.24334

Llaman la atención en estos resultados el valor y los datos estadísticos del ángulo de divergencia; media, mediana y moda prácticamente idénticas, y rango intercuartiles mínimo, con desviación típica mínima, de poco mas de dos grados, lo que sugiere una distribución muy uniforme en contraposición con la que exigiria la diferenciación sexual que se atribuye a este ángulo. El eje diafisario proximal se acerca mas al eje mecánico que el diafisario.

MEDIDAS DE LOS ANGULOS DEL EJE "Y_Y'"

CON LOS EJES FEMORALES EN VISION ANTEROPOSTERIOR.

Se trata de ángulos calculados. "EDPY" ángulo con el eje diafisario proximal; "YY_C" ángulo con el eje cérico cefálico y "EDY" ángulo con el eje diafisario. El eje "Y_Y'" como se vió en la sistemática se considera la vertical, perpendicular al plano de apoyo tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	EDY	EMY	EDPY	YY_C
Tamaño muestra	129	129	86	86
Media	9.14341	3.24031	8.38953	135.337
Mediana	9	3.5	8.75	134.25
Moda	9	4	8	134
Media geométrica			7.62599	135.162
Varianza	5.91873	4.31289	9.33765	48.5438
Desviación típica	2.43284	2.07675	3.05576	6.96734
Error estándar	0.2142	0.18284	0.32951	0.75130
Mínimo	-1	-1	1.5	121
Máximo	15	9	14	152
Rango	16	10	12.5	31
Primer cuartil	8	1.5	6.5	130.5
Tercer cuartil	11	5	10	139
Rango intercuartiles	3	3.5	3.5	8.5
Skewness (asimetría)	-0.9436	0.10983	-0.32967	0.35047
Índice de asimetría	-4.37529	0.50928	-1.24812	1.32686
Kurtosis	2.57343	-0.53629	-0.21335	-0.17091
Índice de Kurtosis	5.96625	-1.24334	-0.40387	-0.32354

En estos resultados se confirma la gran concentración de los resultados coincidiendo las medias, medianas y modas de los ángulos entre los ejes diafisarios y el eje de abscisas, con desviaciones típicas de pocos grados y con escaso rango intercuartiles.

MEDIDAS REALIZADAS EN VISION CRANEOCAUDAL.

VALORES DEL ANGULO DE ANTEVERSION.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 355.

"AANT" ángulo de anteversión.

Variable:	AANT
Tamaño muestra	130

Media	10.8308
Mediana	10
Moda	7
Media geométrica	-32768
Varianza	75.9866
Desviación típica	8.71703
Error estándar	0.764534
Mínimo	-8
Máximo	44
Rango	52
Primer cuartil	6
Tercer cuartil	16
Rango intercuartiles	10
Skewness (asimetría)	0.62194
Indice de asimetría	2.89497
Kurtosis	1.24914
Indice de Kurtosis	2.90721

MEDIDAS REALIZADAS EN VISION LATERAL INTERNA.

MEDIDAS DEL ANGULO ENTRE EL EJE CERVICO CEFALICO

Y LOS EJES MECANICO, DIAFISARIO Y DE ABCISAS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 361. El ángulo con el eje diafisario proximal lo denominamos también "Angulo de inclinacion axial" ya que en realidad se trata del ángulo cérico diafisario en visión lateral interna o axial. Al ángulo con el eje "Y_Y'" lo denominamos también "Angulo de anteversión axial" por tratarse del ángulo que los métodos radiográficos de cálculo del ángulo de anteversión utilizan para sus determinaciones, como los publicados por Dunn (1952), Ryder (1953), Dunlap (1953), Magilligan (1956), etc.

"CYLA" Angulo entre el eje cérico cefálico y el eje

de abcisas. "CDPL" Angulo c ervico diafisario proximal.

"CEML" Angulo c ervico mecánico.

Variable:	CYLA	CDPL	CEML
Tamaño muestra	86	86	85
Media	9.87209	161.605	171.6
Mediana	9	162	172
Moda	7	164	175
Media geométrica		161.442	171.477
Varianza	48.9952	52.236	42.2548
Desviación típica	6.99966	7.22745	6.50037
Error estándar	0.754793	0.779356	0.705064
Mínimo	-2.5	143	154
Máximo	28	175	185
Rango	30.5	32	31
Primer cuartil	5	157	168
Tercer cuartil	14.5	167	176
Rango intercuartiles	9.5	10	8
Skewness (asimetría)	0.512839	-0.457044	-0.36206
Indice de asimetría	1.94158	-1.73034	-1.36274
Kurtosis	-0.076677	-0.0818799	-0.0979893
Indice de Kurtosis	-0.145147	-0.154996	-0.184409

Estos resultados nos muestran la mayor dispersión de los datos que en esta proyección hay que atribuir a las variaciones del ángulo de anteversión.

ANGULOS ENTRE EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL

Y LOS EJES CERVICO CEFALICO, MECANICO Y DE ABCISAS.

Estas determinaciones se han descrito en las páginas 417 y 419, el ángulo respecto del eje de abcisas es calculado. "CDPL" Angulo c ervico diafisario proximal. "DPML" Angulo entre el eje mecánico y el eje diafisario proximal. "DPYL" Angulo entre el eje diafisario proximal y el eje de

abcisas.

Variable:	DPML	DPYL	CDPL
Tamaño muestra	86	86	86
Media	10.093	8.52326	161.605
Mediana	10	8.5	162
Moda	10	8	164
Media geométrica	9.80321	8.31158	161.442
Varianza	5.70301	3.25828	52.236
Desviación típica	2.3881	1.80507	7.22745
Error estándar	0.257515	0.194646	0.779356
Mínimo	4.5	4	143
Máximo	17	14	175
Rango	12.5	10	32
Primer cuartil	9	8	157
Tercer cuartil	11	10	167
Rango intercuartiles	2	2	10
Skewness (asimetría)	0.313207	-0.25512	-0.457044
Indice de asimetría	1.18578	-0.965867	-1.73034
Kurtosis	0.522919	0.777762	-0.0818799
Indice de Kurtosis	0.989869	1.47228	-0.154996

ANGULOS ENTRE EL EJE MECANICO

Y LOS EJES CERVICO CEFALICO, DIAFISARIO PROXIMAL

Y EL EJE "Y". EN VISION LATERAL.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 359. El ángulo entre el eje mecánico y el eje diafisario proximal "DPML", sirve como dato para el cálculo de los otros dos. "CEML" ángulo cérico mecánico. "EYML" ángulo entre el eje mecánico y el eje "Y_Y'".

Variable:	CEML	DPML	EYML
Tamaño muestra	85	86	86
Media	171.6	10.093	1.56977
Mediana	172	10	1

Moda	175	10	0
Media geométrica	171.477	9.80321	
Varianza	42.2548	5.70301	2.20684
Desviación típica	6.50037	2.3881	1.48554
Error estándar	0.705064	0.257515	0.16019
Mínimo	154	4.5	-1
Máximo	185	17	6
Rango	31	12.5	7
Primer cuartil	168	9	0
Tercer cuartil	176	11	2.5
Rango intercuartiles	8	2	2.5
Skewness (asimetría)	-0.36206	0.313207	0.607905
Índice de asimetría	-1.36274	1.18578	2.30149
Kurtosis	-0.0979893	0.522919	7.43036E-3
Índice de Kurtosis	-0.184409	0.989869	0.0140654

ANGULOS ENTRE EL EJE "Y"

Y LOS EJES CERVICO CEFALICO, DIAFISARIO PROXIMAL

Y EL EJE MECANICO. EN VISION LATERAL.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 361. El ángulo entre el eje cérvico cefálico y el eje de abcisas sirve como dato para el cálculo de los otros dos.

"DPYL" Angulo entre el eje diafisario proximal y el eje de abcisas. "EMYL" Angulo entre eje mecánico y el eje de abcisas. "CYLA" Angulo entre el eje cérvico cefálico y eje de abcisas.

Variable:	DPYL	EMYL	CYLA
Tamaño muestra	86	86	86
Media	8.52326	1.56977	9.87209
Mediana	8.5	1	9
Moda	8	0	7
Media geométrica	8.31158		
Varianza	3.25828	2.20684	48.9952

Desviación típica	1.80507	1.48554	6.99966
Error estándar	0.194646	0.16019	0.754793
Mínimo	4	-1	-2.5
Máximo	14	6	28
Rango	10	7	30.5
Primer cuartil	8	0	5
Tercer cuartil	10	2.5	14.5
Rango intercuartiles	2	2.5	9.5
Skewness (asimetría)	-0.25512	0.607905	0.512839
Índice de asimetría	-0.965867	2.30149	1.94158
Kurtosis	0.777762	7.43036E-	-0.076677
Índice de Kurtosis	1.47228	0.0140654	-0.145147

ANGULOS REALES DEL EJE CERVICO CEFALICO CON LOS EJES DIAFISARIOS Y MECANICO.

Angulo céfalo cérvico diafisario proximal real: Es el definido por los ejes cérvico cefálico y diafisario proximal en el espacio, nos interesa conocer su valor absoluto, no solo el valor de sus proyecciones sobre los diferentes planos. Su magnitud se calcula a partir de los datos obtenidos de las medidas del mismo ángulo proyectado sobre los planos frontal y sagital, de estos dos resultados mediante el programa de cálculo adecuado, que se describe en los programas de cálculo, pagina 428, se puede obtener el valor definitivo del ángulo real con el que se incurva la diáfisis femoral para continuarse con el cuello.

Angulo entre el eje mecánico y el eje cérvico cefálico real: calculado como el anterior a partir de los respectivos ángulos proyectados, nos permite conocer como incide el cuello del fémur sobre el plano transversal que pasa por el

centro de la cabeza femoral.

Angulo entre el eje diafisario proximal y el eje mecánico real: Calculado como los anteriores, nos permite conocer la relación entre el trayecto de la diáfisis proximal y el eje mecánico.

Estimamos que estos datos tiene un interés práctico ya que permitirán la apreciación adecuada de los esfuerzos que a este nivel calculan los estudiosos de la biomecánica, y de cuyas conclusiones se derivan decisiones sobre diseño dimensional y formal de las prótesis de cadera.

El resultado del análisis estadístico de estos ángulos reales es el que sigue:

"EM_C" Angulo entre el eje mecánico y el eje cérico cefálico. "EM_DP" Angulo entre el eje mecánico y el eje diafisario proximal. "C_DP" Angulo entre el eje cérico cefálico y el eje diafisario proximal.

Variable:	EM_C	EM_DP	C_DP
Tamaño muestra	86	86	86
Media	48.3256	8.78256	52.7372
Mediana	49	8.75	53.1
Moda	49	7.1	60.2
Media geométrica	47.9159	8.49034	52.3584
Varianza	37.7142	4.46028	37.565
Desviación típica	6.14119	2.11194	6.12903
Error estándar	0.662221	0.227736	0.66091
Mínimo	33	2.2	35.6
Máximo	61	13.3	62.9
Rango	28	11.1	27.3
Primer cuartil	44.9	7.4	49.6
Tercer cuartil	52.5	10.2	57.3
Rango intercuartiles	7.6	2.8	7.7

Skewness (asimetría)	-0.467116	-0.191893	-0.700953
Indice de asimetría	-1.76847	-0.726494	-2.65376
Kurtosis	0.108101	0.357001	0.434042
Indice de Kurtosis	0.204631	0.675792	0.821629

PARAMETROS LINEALES DEL FEMUR.

LONGITUD ANATOMICA.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 343. El tamaño de la muestra es mayor que el de otras determinaciones ya que esta medida se pudo realizar en fémures que posteriormente se desecharon, fundamentalmente por deterioro en los epicóndilos medial o lateral. Se han agrupado los resultados de los otros dos parámetros longitudinales.

"LANAT" longitud anatómica. "LMT" longitud máxima. "LMT" longitud al trocánter mayor, desde la tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	LANAT	LMT	LTM
Tamaño muestra	316	299	288
Media	418.935	421.983	400.885
Mediana	420	423	401
Moda	420	428	396
Media geométrica	418.175	421.173	400.209
Varianza	632.314	674.983	540.429
Desviación típica	25.1459	25.9804	23.2471
Error estándar	1.41456	1.50249	1.36985
Mínimo	354	330	339
Máximo	499	500	472

Rango	145	170	133
Primer cuartil	401.5	405	384
Tercer cuartil	437.5	440	419
Rango intercuartiles	36	35	35
Skewness (asimetría)	-0.15108	-0.269361	-0.068845
Indice de asimetría	-1.09641	-1.9015	-0.476974
Kurtosis	-0.323147	0.038233	-0.3340134
Indice de Kurtosis	-1.17257	0.13495	-1.15706

LONGITUD MAXIMA O CONDILO CEFALICA.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 343. Como en el caso anterior la muestra es mas amplia que en las demás determinaciones.

"LMT" longitud máxima. "LANAT" longitud anatómica. "LTM" longitud al trocánter mayor, desde la tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	LANAT	LMT	LTM
Tamaño muestra	316	299	288
Media	418.935	421.983	400.885
Mediana	420	423	401
Moda	420	428	396
Media geométrica	418.175	421.173	400.209
Varianza	632.314	674.983	540.429
Desviación típica	25.1459	25.9804	23.2471
Error estándar	1.41456	1.50249	1.36985
Mínimo	354	330	339
Máximo	499	500	472
Rango	145	170	133
Primer cuartil	401.5	405	384
Tercer cuartil	437.5	440	419
Rango intercuartiles	36	35	35
Skewness (asimetría)	-0.15108	-0.269361	-0.068845
Indice de asimetría	-1.09641	-1.9015	-0.476974
Kurtosis	-0.323147	0.038233	-0.3340134
Indice de Kurtosis	-1.17257	0.13495	-1.15706

ALTURA DEL TROCANTER MAYOR

SOBRE EL PLANO TANGENTE DISTAL A LOS CONDILOS FEMORALES.

La sistemática de esta determinación se ha explicado en la página 364.

"LTM" longitud al trocánter mayor, desde la tangente distal a los cóndilos femorales. "LMT" longitud máxima. "LANAT" longitud anatómica.

Variable:	LANAT	LMT	LTM
Tamaño muestra	316	299	288
Media	418.935	421.983	400.885
Mediana	420	423	401
Moda	420	428	396
Media geométrica	418.175	421.173	400.209
Varianza	632.314	674.983	540.429
Desviación típica	25.1459	25.9804	23.2471
Error estándar	1.41456	1.50249	1.36985
Mínimo	354	330	339
Máximo	499	500	472
Rango	145	170	133
Primer cuartil	401.5	405	384
Tercer cuartil	437.5	440	419
Rango intercuartiles	36	35	35
Skewness (asimetría)	-0.15108	-0.269361	-0.068845
Indice de asimetría	-1.09641	-1.9015	-0.476974
Kurtosis	-0.323147	0.038233	-0.3340134
Indice de Kurtosis	-1.17257	0.13495	-1.15706

DIAMETROS SUBTROCANTEREOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 345. "DISAP" es el diámetro medido en sentido antero-posterior y "DISLA" el medido en sentido transversal.

Variable:	DISAP	DISLA
Tamaño muestra	130	130

Media	27.1485	31.0746
Mediana	27	31.5
Moda	28	32
Media geométrica	27.0168	30.8943
Varianza	7.24872	11.2214
Desviación típica	2.69234	3.34984
Error estándar	0.236134	0.293801
Mínimo	21	22
Máximo	35	40
Rango	14	18
Primer cuartil	25	29
Tercer cuartil	29	33
Rango intercuartiles	4	4
Skewness (asimetría)	0.298955	0.134018
Indice de asimetría	1.39156	0.623818
Kurtosis	0.437557	0.321675
Indice de Kurtosis	1.01836	0.748657

DIAMETROS DIAFISARIOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 345. "DIDAP" es el medido en sentido ánteroposterior y "DIDLA" el medido en sentido trasversal.

Variable:	DIDAP	DIDLA
Tamaño muestra	130	130
Media	27.3192	26.8777
Mediana	27	27
Moda	25	28
Media geométrica	27.1963	26.749
Varianza	6.81319	7.0633
Desviación típica	2.61021	2.65769
Error estándar	0.228931	0.233095
Mínimo	21	20
Máximo	34	37
Rango	13	17
Primer cuartil	25	25
Tercer cuartil	29	28.5
Rango intercuartiles	4	3.5
Skewness (asimetría)	0.281754	0.450008
Indice de asimetría	1.31149	2.09467
Kurtosis	7.69479E-	1.23449

Indice de Kurtosis 0.0179086 2.87311

ANCHURA MAXIMA DE LA EPIFISIS DISTAL

O DISTANCIA INTER EPICONDILEA MAXIMA.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 345.

"CONDI", anchura entre epicóndilos.

Variable:	CONDI
Tamaño muestra	124
Media	75.8218
Mediana	76.75
Moda	80
Media geométrica	75.5676
Varianza	37.9724
Desviación típica	6.16218
Error estándar	0.55338
Mínimo	61
Máximo	89
Rango	28
Primer cuartil	72
Tercer cuartil	80
Rango intercuartiles	8
Skewness (asimetría)	-0.31414
Indice de asimetría	-1.4281
Kurtosis	-0.559512
Indice de Kurtosis	-1.27179

DIAMETRO DE LA CABEZA FEMORAL.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 347.

"DCAB", diametro de la cabeza femoral.

Variable:	DCAB
Tamaño muestra	317
Media	42.695
Mediana	42.8
Moda	40
Media geométrica	42.5505
Varianza	12.3585
Desviación típica	3.51547
Error estándar	0.197448
Mínimo	32
Máximo	55.5
Rango	23.5
Primer cuartil	40.2
Tercer cuartil	45.3
Rango intercuartiles	5.1
Skewness (asimetría)	0.144489
Índice de asimetría	1.05024
Kurtosis	0.245379
Índice de Kurtosis	0.891787

FLECHA MAXIMA.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 361.

"FLECH", flecha máxima.

Variable:	FLECH
Tamaño muestra	130
Media	26.7469
Mediana	26.75
Moda	26
Media geométrica	26.5187
Varianza	12.3906
Desviación típica	3.52002
Error estándar	0.308727
Mínimo	19
Máximo	43
Rango	24

Primer cuartil	25
Tercer cuartil	29
Rango intercuartiles	4
Skewness (asimetría)	0.483233
Indice de asimetría	2.24933
Kurtosis	2.603
Indice de Kurtosis	6.05815

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LA CABEZA FEMORAL.

La sistemática de estas determinaciones se describe en la página 362.

"CAB" centro cabeza femoral. "A" plano bicóndíleo trocantéreo. "B" plano "sagital". "C" plano tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	CAB_A	CAB_B	CAB_C
Tamaño muestra	86	128	86
Media	33.4791	60.4055	395.756
Mediana	34	61	394
Moda	34	70	405
Media geométrica	32.8382	58.7621	395.023
Varianza	40.9127	188.56	587.01
Desviación típica	6.39631	13.7317	24.2283
Error estándar	0.689731	1.21372	2.6126
Mínimo	18.4	31	337
Máximo	48	95	448
Rango	29.6	64	111
Primer cuartil	29	51	380
Tercer cuartil	38	70	410
Rango intercuartiles	9	19	30
Skewness (asimetría)	-0.108305	9.51453E-	0.108069
Indice de asimetría	-0.410037	0.0439457	0.409144
Kurtosis	-0.154599	-0.280139	-0.226322
Indice de Kurtosis	-0.292651	-0.646952	-0.42842

La relación entre la distancia del centro de la cabeza

femoral respecto del plano sagital y el ángulo de divergencia es previsible, así como la de la distancia al plano de apoyo con el ángulo de anteversión, y por último la relación de la distancia al plano trasversal, tangente distal a los cóndilos femorales, respecto de la longitud anatómica.

MEDIDAS DE LA SITUACION DEL TROCANTER MENOR.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 363.

"TME", trocánter menor. "A" plano bicóndíleo trocantéreo. "B" plano "sagital". "C" plano tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	Tme_A	Tme_B	Tme_C
Tamaño muestra	85	127	85
Media	13.9647	63.6142	345.706
Mediana	13.5	65	344
Moda	15	65	332
Media geométrica	13.0637	62.3601	345.104
Varianza	26.094	150.652	427.472
Desviación típica	5.10823	12.274	20.6754
Error estándar	0.554065	1.08914	2.24256
Mínimo	4	36	307
Máximo	34	93	394
Rango	30	57	87
Primer cuartil	10	55	332
Tercer cuartil	17	73	357
Rango intercuartiles	7	18	25
Skewness (asimetría)	0.89702	-0.172452	0.474346
Indice de asimetría	3.37626	-0.793405	1.78537
Kurtosis	1.80356	-0.320222	-0.38815
Indice de Kurtosis	3.39418	-0.736627	-0.730472

Como en el caso del centro de la cabeza femoral, la

situación del trocánter menor debe estar relacionada con los mismos parámetros.

DISTANCIA ENTRE EL CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL
Y EL TROCANTER MENOR.

La determinación de este parámetro se ha realizado mediante cálculo, restando las distancias de la cabeza y del trocánter menor respecto del plano tangente distal a los cóndilos femorales, cuya sistemática fué descrita en las páginas 361 y 363. Traemos aquí los resultados del parámetro siguiente, distancia entre el eje diafisario proximal y el centro de la cabeza femoral para poder compararlos.

"CA_T" distancia entre el centro de la cabeza femoral y el trocánter menor. "C_DP" distancia entre el centro de la cabeza femoral y la prolongación del eje diafisario proximal.

Variable:	CA_T	C_DP
Tamaño muestra	129	76
Media	42.4341	42.1447
Mediana	42	42
Moda	37	40
Media geométrica	41.0584	41.6071
Varianza	120.841	43.0921
Desviación típica	10.9928	6.56446
Error estándar	0.967861	0.752995
Mínimo	21	21
Máximo	94	58
Rango	73	37
Primer cuartil	35	38
Tercer cuartil	50	45.5
Rango intercuartiles	15	7.5
Skewness (asimetría)	0.815687	-0.197898

Indice de asimetría	3.78219	-0.704324
Kurtosis	2.72211	0.535005
Indice de Kurtosis	6.31094	0.952048

DISTANCIA ENTRE EL CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL .
Y EL EJE DIAFISARIO.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 364.

"CA" centro de la cabeza. "EJ" eje diafisario. "C_DP" distancia entre el eje diafisario proximal y el centro de la cabeza femoral.

Variable:	C_DP	CA_EJ
Tamaño muestra	76	300
Media	42.1447	42.252
Mediana	42	42
Moda	40	40
Media geométrica	41.6071	41.928
Varianza	43.0921	27.1622
Desviación típica	6.56446	5.21174
Error estándar	0.752995	0.3009
Mínimo	21	26.9
Máximo	58	62
Rango	37	35.1
Primer cuartil	38	39.35
Tercer cuartil	45.5	45.5
Rango intercuartiles	7.5	6.15
Skewness (asimetría)	-0.197898	0.22384
Indice de asimetría	-0.704324	1.58279
Kurtosis	0.535005	1.45886
Indice de Kurtosis	0.952048	5.15785

Las diferencias entre ambas determinaciones no son significativas.

EFECTO VOSS

La situación relativa del centro de la cabeza femoral respecto del extremo superior del trocánter mayor la hemos determinado mediante cálculo a partir de los datos del diámetro de la cabeza femoral y la longitud anatómica de los fémures.

"VOSSA" efecto Voss.

Variable:	VOSSA
Tamaño muestra	288
Media	-2.39028
Mediana	-2.25
Moda	-2
Geometric mean	
Varianza	28.4989
Desviación típica	5.33843
Error estándar	0.31457
Mínimo	-18.8
Máximo	13
Rango	31.8
Primer cuartil	-5.85
Tercer cuartil	1
Rango intercuartiles	6.85
Skewness (asimetría)	-0.0296856
Indice de asimetría	-0.205668
Kurtosis	0.143882
Indice de Kurtosis	0.498423

MEDIDAS DE LA SITUACION DE LOS EPICONDILOS

LATERAL Y MEDIAL DEL FEMUR.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 364. "CI_HI" es la altura sobre el plano de apoyo del epicóndilo medial, "CE_H" es la misma altura del epicón-

dilo lateral. "CE_L" es la distancia al plano tangente distal a los cóndilos femorales de epicóndilo lateral, "CI_L" es la misma distancia del epicóndilo medial.

Variable:	CI_H	CI_L	CE_H	CE_L
Tamaño muestra	64	64	66	66
Media	24.9375	25	19.803	23.2273
Mediana	26	25	20	24
Moda	30	31	22	24
Geometric mean				
Varianza	30.1548	36	14.6529	20.9476
Desviación típica	5.49134	6	3.82791	4.57685
Error estándar	0.68641	0.75	0.471183	0.563371
Mínimo	0	0	0	0
Máximo	33	37	27	34
Rango	33	37	27	34
Primer cuartil	22	21.5	18	21
Tercer cuartil	29.5	29.5	22	25
Rango intercuartiles	7.5	8	4	4
Skewness (asimetría)	-1.47314	-0.97309	-2.01667	-1.82529
Indice de asimetría	-4.81125	-3.1781	-6.68854	-6.0538
Kurtosis	5.22532	3.34223	9.98408	9.57608
Indice de Kurtosis	8.53291	5.45783	16.5567	15.8801

DETERMINACION DE INDICES FEMORALES.

La sistemática de estas determinaciones se describe en la página 364.

INDICE DE PLATIMERIA O INDICE MERICO.

La distribución de nuestros resultados en los diferentes tipos expresada en porcentajes es como sigue:

		Fémures	Porcentaje
Hiperplatimeria	X - 75	12	9.23%
Platimeria	75 - 84.9	53	40.76%

Eurimería	85 - 99.9	49	37.79%
Estenomería	100 - X	16	12.30%

El sumario estadístico de los datos se muestra a continuación.

Variable:	INDICE MERICO
Tamaño muestra	130
Media	88.2577
Mediana	85.15
Moda	84.8
Media geométrica	87.4576
Varianza	160.502
Desviación típica	12.669
Error estándar	1.11114
Mínimo	66.3
Máximo	135
Rango	68.7
Primer cuartil	81.5
Tercer cuartil	91.2
Rango intercuartiles	9.7
Skewness (asimetría)	1.66811
Indice de asimetría	7.76463
Kurtosis	3.3216
Indice de Kurtosis	7.73061

INDICE PILASTRICO.

La distribución de nuestros resultados por tipos es como sigue:

		Fémures	Porcentaje
Nulo	X - 100	64	49.23%
Débil	100 - 109.9	33	25.38%
Mediano	110 - 119.9	27	20.76%
Fuerte	120 - X	6	4.61%

El sumario estadístico de los datos se muestra a continuación.

Variable:	MERICO.PILA
Tamaño muestra	130
Media	102.195
Mediana	102.5
Moda	104
Media geométrica	101.67
Varianza	107.597
Desviación típica	10.3729
Error estándar	0.909765
Mínimo	74.3
Máximo	133
Rango	58.7
Primer cuartil	96
Tercer cuartil	110
Rango intercuartiles	14
Skewness (asimetría)	0.103194
Indice de asimetría	0.48034
Kurtosis	-0.158405
Indice de Kurtosis	-0.368667

7-2 RESULTADOS DE LAS MEDIDAS DEL COXAL.

MEDIDAS DE ANGULOS EN EL COXAL.

En el coxal aislado no hemos realizado ninguna determinación directa de valores angulares. Como ya dijimos en el apartado de programas de cálculo si hemos determinado las relaciones entre las líneas que unen los puntos de referencia básicos respecto del segundo sistema de referencia, en el que se puede determinar el ángulo que forman los segmentos "A-P" con "Cr-C", línea que une los puntos "A" y "P", línea biespinosa, y la trazada entre los puntos "C" y "Cr", que une el centro del acetábulo con el tubérculo ilíaco de la cresta respectivamente. Figura 106, pag 442.

Lo llamamos ángulo "AP_CCR". Los resultados son los que siguen.

Variable:	AP_CCR

Tamaño muestra	112
Media	-7.40179
Mediana	-7

Moda	-7
Media geométrica	-32768
Varianza	31.9722
Desviación típica	5.6544
Error estándar	0.534291
Mínimo	-24
Máximo	8
Rango	32
Primer cuartil	-11
Tercer cuartil	-4
Rango intercuartiles	7
Skewness (asimetría)	-0.0128887
Índice de asimetría	-0.0556857
Kurtosis	0.470156
Índice de Kurtosis	1.01565

RESULTADOS DE LAS DETERMINACIONES DE VALORES

LINEALES DEL COXAL.

La determinación de los parámetros lineales del coxal, que aparentemente no tienen relación con la situación espacial de la cavidad acetabular en el mismo, tiene para nuestro estudio el interés de permitirnos discernir las magnitudes que tienen relación con el tamaño del hueso y cuales se comportan como independientes del mismo.

ALTURA MAXIMA DEL COXAL.

La definición de este parámetro y su método de medida se han descrito en la página 372.

"ALTMA", altura máxima.

Variable:	ALTMA
Tamaño muestra	104
Media	206.442

Mediana	207
Moda	215
Media geométrica	205.775
Varianza	239.88
Desviación típica	15.4881
Error estándar	1.51873
Mínimo	112
Máximo	250
Rango	138
Primer cuartil	197.5
Tercer cuartil	216
Rango intercuartiles	18.5
Skewness (asimetría)	-2.00042
Indice de asimetría	-8.3284
Kurtosis	12.6971
Indice de Kurtosis	26.4312

ANCHURA MAXIMA DE ILION O ANCHURA DEL ALA ILIACA.

La definición de este parámetro y su método de medida se han descrito en la página 374. Lo denominamos con las siglas "A_P".

Variable:	A_P
<hr/>	
Tamaño muestra	112
Media	152.902
Mediana	152
Moda	158
Media geométrica	152.667
Varianza	72.2515
Desviación típica	8.50009
Error estándar	0.803183
Mínimo	127
Máximo	176
RRango	49
Primer cuartil	147.5
Tercer cuartil	158
Rango intercuartiles	10.5
Skewness (asimetría)	0.080118
Indice de asimetría	0.346149
Kurtosis	0.566227
Indice de Kurtosis	1.22319
<hr/>	

Este parámetro además de informarnos sobre el tamaño y forma global del coxal, al ser asiento de las inserciones de la musculatura abductora, puede interesar para explicar las diferencias de situación relativa del acetábulo en los diferentes especímenes.

FLECHA MAXIMA DEL ALA ILIACA.

La definición de este parámetro y su método de medida se han descrito en la página 375.

"FLECH", flecha máxima.

Variable:	FLECH
Tamaño muestra	111
Media	58.0811
Mediana	58
Moda	60
Media geométrica	57.7903
Varianza	33.8388
Desviación típica	5.81711
Error estándar	0.552136
Mínimo	44
Máximo	76
RRango	32
Primer cuartil	54
Tercer cuartil	62
Rango intercuartiles	8
Skewness (asimetría)	0.0845387
Indice de asimetría	0.363615
Kurtosis	0.116916
Indice de Kurtosis	0.251438

La magnitud de este parámetro es otro de los datos a considerar, junto con la anchura del ala ilíaca, respecto de la forma del ala ilíaca y su relación con la situación del

acetábulo.

Se ha determinado también la distancia entre el punto en que se realiza la determinación de la flecha máxima, punto "F", y la espina ilíaca anterior superior, punto "A". La denominamos con las siglas "PFL_A".

Variable:	PFL_A
Tamaño muestra	111
Media	99.4054
Mediana	98
Moda	105
Media geométrica	98.8932
Varianza	99.0069
Desviación típica	9.95022
Error estándar	0.944433
Mínimo	66
Máximo	120
Rango	54
Primer cuartil	94
Tercer cuartil	107
Rango intercuartiles	13
Skewness (asimetría)	-0.329245
Indice de asimetría	-1.41614
Kurtosis	0.403789
Indice de Kurtosis	0.868382

Respecto del ala ilíaca por la comparación de medias apreciamos que se situa en valores de los 2/3 de la magnitud de la misma.

Se ha realizado también la determinación de la distancia entre el punto de medida de la flecha máxima, punto "F", y el punto en que se determinó la altura máxima del coxal. La denominamos con las siglas "FL_AL".

Variable:	FL_AL
Tamaño muestra	53
Media	8.66038
Mediana	0
Moda	0
Media geométrica	
Varianza	184.652
Desviación típica	13.5887
Error estándar	1.86655
Mínimo	0
Máximo	47
Rango	47
Primer cuartil	0
Tercer cuartil	12
Rango intercuartiles	12
Skewness (asimetría)	1.41382
Índice de asimetría	4.20199
Kurtosis	0.7225
Índice de Kurtosis	1.07367

Esta medida nos informa sobre la coincidencia del punto de medida de la altura máxima y de la flecha máxima.

DISTANCIA ISQUIO PUBICA MAXIMA.

La definición de este parámetro y su método de medida se han descrito en la página 375. La nombramos con las siglas "S_I". Es uno de los parámetros utilizados en las determinaciones espaciales de la situación del acetábulo.

Variable:	S_I
STamaño muestra	106
Media	116.094
Mediana	116
Moda	118
Media geométrica	115.954
Varianza	32.372
Desviación típica	5.68964
Error estándar	0.552626
Mínimo	95

Máximo	132
Rango	37
Primer cuartil	113
Tercer cuartil	120
Rango intercuartiles	7
Skewness (asimetría)	-0.336667
Indice de asimetría	-1.41507
Kurtosis	1.41514
Indice de Kurtosis	2.97404

A pesar de las variaciones de la referencia del isqui6n la desviaci6n t6pica de este par6metro es reducida.

ANCHURA MINIMA DEL ILION.

La definici6n de este par6metro y su m6todo de medida se han descrito en la p6gina 375.

"ANCM1", anchura m6nima del ili6n.

Variable:	ANCM1
Tama6o muestra	112
Media	60.183
Mediana	60.5
Moda	62
Media geom6trica	59.9467
Varianza	28.8693
Desviaci6n t6pica	5.37302
Error est6ndar	0.507703
M6nimo	48
M6ximo	79
RRango	31
Primer cuartil	56
Tercer cuartil	63.5
Rango intercuartiles	7.5
Skewness (asimetría)	0.276654
Indice de asimetría	1.19528
Kurtosis	0.44563
Indice de Kurtosis	0.962671

Es considerado como uno de los parámetros diferenciales del sexo.

LONGITUD DE LA SUPERFICIE AURICULAR.

La definición de este parámetro y su método de medida se han descrito en la página 377. Lo señalamos con las siglas "LAURI".

Variable:	LAURI
Tamaño muestra	112
Media	57.7232
Mediana	57
Moda	55
Media geométrica	57.4536
Varianza	31.3191
Desviación típica	5.59635
Error estándar	0.528805
Mínimo	40
Máximo	77
Rango	37
Primer cuartil	54
Tercer cuartil	62
Rango intercuartiles	8
Skewness (asimetría)	0.200758
Indice de asimetría	0.867372
Kurtosis	0.92872
Indice de Kurtosis	2.00627

DIAMETROS DE LA CAVIDAD ACETABULAR.

La definición de estos parámetros y su método de medida se han descrito en la página 378.

El diámetro trasverso se ha representado con las siglas "DTRA", y el longitudinal con "DLON".

Variable:	DLON	DTRA
Tamaño muestra	112	111
Media	49.0625	47.5991
Mediana	49	48
Moda	50	50
Media geométrica	48.9422	47.4789
Varianza	11.7483	11.4037
Desviación típica	3.42758	3.37694
Error estándar	0.323876	0.320525
Mínimo	41	39
Máximo	57	55
Rango	16	16
Primer cuartil	47	45
Tercer cuartil	52	50
Rango intercuartiles	5	5
Skewness (asimetría)	-0.182072	-0.158613
Indice de asimetría	-0.786641	-0.682222
Kurtosis	-0.301332	-0.413
Indice de Kurtosis	-0.650951	-0.888191

Las diferencias entre ambos diámetros nos indican como señalabamos en la sistemática que en realidad no medimos un diámetro trasverso sino una cuerda, que nesesariamente es menor.

ESPESOR MAXIMO DE LA CRESTA ILIACA.

La definición de este parámetro y su método de medida se han descrito en la página 380. Se ha nombrado con las siglas "ESPCR".

Variable:	ESPCR
Tamaño muestra	110
Media	16.9909
Mediana	16.5
Moda	15
Media geométrica	16.7914

Varianza	6.92652
Desviación típica	2.63183
Error estándar	0.250935
Mínimo	11
Máximo	23
Rango	12
Primer cuartil	15
Tercer cuartil	19
Rango intercuartiles	4
Skewness (asimetría)	0.36988
Indice de asimetría	1.58373
Kurtosis	-0.315353
Indice de Kurtosis	-0.67513

MEDIDAS PARA LA SITUACION ESPACIAL DE LA CAVIDAD

ACETABULAR EN EL HUESO COXAL.

La sistemática de estas determinaciones está en la página 380. Al exponer los resultados de estas determinaciones se han agrupado los datos de manera que sean fácilmente comparables, esto supone la repetición de algunos sumarios estadísticos.

DISTANCIAS DEL PUNTO "A"

AL RESTO DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS.

La denominación de los puntos de referencia, la misma en todos los sumarios estadísticos, es la que sigue:

"A" es el punto de referencia de la espina ilíaca anterior superior. "P" es la espina ilíaca posterior superior. "I" es el punto de referencia del isquion. "S" es el punto de referencia de la sínfisis. "C" es el centro del acetábu-

lo.

Variable:	A_P	S_A	I_A	C_A
Tamaño muestra	112	106	111	112
Media	152.902	137.755	155.532	90.1875
Mediana	152	138	156	90
Moda	158	135	151	92
Media geométrica	152.667	137.479	155.2	90.0228
Varianza	72.2515	76.701	101.106	29.7934
Desviación típica	8.5000	8.7579	10.0551	5.4583
Error estándar	0.8031	0.8506	0.9543	0.5157
Mínimo	127	117	122	77
Máximo	176	161	178	108
Rango	49	44	56	31
Primer cuartil	147.5	132	149	88
Tercer cuartil	158	145	162	93
Rango intercuartiles	10.5	13	13	5
Skewness (asimetría)	0.0801	0.0947	-0.4691	-0.0262
Indice de asimetría	0.3461	0.3981	-2.0179	-0.1135
Kurtosis	0.5662	-0.0517	1.0421	0.3694
Indice de Kurtosis	1.2231	-0.1087	2.2413	0.7980

Comparando estos resultados se aprecia como la espina ilíaca anterior superior se sitúa casi equidistante respecto de la espina ilíaca posterior superior y el punto de referencia del isquion, y mas próximo a la referencia de la sínfisis.

DISTANCIAS DEL PUNTO "P"

AL RESTO DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS.

"A" es el punto de referencia de la espina ilíaca anterior superior. "P" es la espina ilíaca posterior superior. "I" es el punto de referencia del isquion. "S" es el punto de referencia de la sínfisis. "C" es el centro del acetábulo.

Variable:	A_P	S_P	I_P	C_P
Tamaño muestra	112	106	111	112
Media	152.902	163.803	135.64	130.286
Mediana	152	165	137	130
Moda	158	170	138	130
Media geométrica	152.667	163.448	135.229	130.099
Varianza	72.2515	109.848	110.469	48.5663
Desviación típica	8.5000	10.4809	10.5104	6.9689
Error estándar	0.8031	1.0179	0.9976	0.6585
Mínimo	127	113	103	105
Máximo	176	189	162	146
Rango	49	76	59	41
Primer cuartil	147.5	159	128	126.5
Tercer cuartil	158	170	144	134
Rango intercuartiles	10.5	11	16	7.5
Skewness (asimetría)	0.0801	-1.2260	-0.2009	-0.1042
Indice de asimetría	0.3461	-5.1531	-0.8642	-0.4505
Kurtosis	0.5662	4.6398	-0.1268	1.0835
Indice de Kurtosis	1.2231	9.7509	-0.2728	2.3408

La situación de la espina ilíaca posterior superior es próxima al punto de referencia del isquion y progresivamente alejada de la espina ilíaca anterior superior y de la referencia de la sínfisis.

DISTANCIAS DEL PUNTO "S"

AL RESTO DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS.

"A" es el punto de referencia de la espina ilíaca anterior superior. "P" es la espina ilíaca posterior superior. "I" es el punto de referencia del isquion. "S" es el punto de referencia de la sínfisis. "C" es el centro del acetábulo.

Variable:	S_A	S_P	S_I	C_S
Tamaño muestra	106	106	106	107
Media	137.755	163.803	116.094	90.7664
Mediana	138	165	116	90
Moda	135	170	118	90
Media geométrica	137.479	163.448	115.954	90.6468
Varianza	76.7012	109.848	32.372	21.5392
Desviación típica	8.7579	10.4809	5.6896	4.6410
Error estándar	0.8506	1.0179	0.5526	0.4486
Mínimo	117	113	95	74
Máximo	161	189	132	100
Rango	44	76	37	26
Primer cuartil	132	159	113	88
Tercer cuartil	145	170	120	94
Rango intercuartiles	13	11	7	6
Skewness (asimetría)	0.0947	-1.2260	-0.3366	-0.3844
Indice de asimetría	0.3981	-5.1531	-1.4150	-1.6234
Kurtosis	-0.0517	4.6398	1.4151	0.5190
Indice de Kurtosis	-0.1087	9.7509	2.9740	1.0960

Se sitúa este punto de referencia próximo al del isquion y progresivamente alejado de la espina ilíaca anterior superior y de la espina ilíaca posterior superior.

DISTANCIAS DEL PUNTO "I"

AL RESTO DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS.

"A" es el punto de referencia de la espina ilíaca anterior superior. "P" es la espina ilíaca posterior superior. "I" es el punto de referencia del isquion. "S" es el punto de referencia de la sínfisis. "C" es el centro del acetábulo.

Variable:	C_I	I_A	I_P	S_I
Tamaño muestra	111	111	111	106

Media	68.3423	155.532	135.64	116.094
Mediana	68	156	137	116
Moda	72	151	138	118
Media geométrica	68.108	155.2	135.229	115.954
Varianza	32.1545	101.106	110.469	32.372
Desviación típica	5.67049	10.0551	10.5104	5.68964
Error estándar	0.53821	0.95439	0.99760	0.55262
Mínimo	52	122	103	95
Máximo	81	178	162	132
Rango	29	56	59	37
Primer cuartil	64	149	128	113
Tercer cuartil	72	162	144	120
Rango intercuartiles	8	13	16	7
Skewness (asimetría)	0.05640	-0.46915	-0.20094	-0.33666
Indice de asimetría	0.24262	-2.01791	-0.86429	-1.41507
Kurtosis	-0.14113	1.04218	-0.12687	1.41514
Indice de Kurtosis	-0.30351	2.2413	-0.27286	2.97404

Se sitúa este punto de referencia próximo al de la sínfisis y progresivamente alejado de la espina ilíaca posterior superior y de la espina ilíaca anterior superior. En situación inversa al anterior.

DISTANCIAS DEL CENTRO DEL ACETABULO,

PUNTO "C", AL RESTO DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA.

"C_A" es la distancia a la espina ilíaca anterior superior. "C_P" es la distancia a la espina ilíaca posterior superior. "C_I" es la distancia al punto de referencia del isquion. "C_S" es la distancia al punto de referencia de la sínfisis.

Variable:	C_I	C_S	C_A	C_P
Tamaño muestra	111	107	112	112
Media	68.3423	90.7664	90.1875	130.286
Mediana	68	90	90	130

Moda	72	90	92	130
Media geométrica	68.108	90.6468	90.0228	130.099
Varianza	32.1545	21.5392	29.7934	48.5663
Desviación típica	5.67049	4.64104	5.45833	6.96895
Error estándar	0.53821	0.44866	0.51576	0.65850
Mínimo	52	74	77	105
Máximo	81	100	108	146
Rango	29	26	31	41
Primer cuartil	64	88	88	126.5
Tercer cuartil	72	94	93	134
Rango intercuartiles	8	6	5	7.5
Skewness (asimetría)	0.05640	-0.38442	-0.02628	-0.10427
Indice de asimetría	0.24262	-1.6234	-0.11355	-0.4505
Kurtosis	-0.14113	0.51907	0.36944	1.08359
Indice de Kurtosis	-0.3035	1.09602	0.79809	2.34081

La situación del centro del acetábulo es de equidistancia respecto de la espina ilíaca anterior superior y la referencia de la sínfisis, próxima al isquion y mas distante a la espina ilíaca posterior superior, doblando casi la magnitud de la distancia al isquion.

DISTANCIAS DEL TUBERCULO ILIACO,

PUNTO "CR", AL RESTO DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA.

La sistemática de estas determinaciones está en la página 380.

"CRC" distancia al centro del acetábulo."CRA", "CRP", "CRS" y "CRI" distancia a los puntos de referencia "A", "P", "S" e "I" respectivamente.

Variable:	CRA	CRP	CRI	CRS	CRC
Tamaño muestra	112	112	106	101	112
Media	55.08	127.58	167.00	172.04	113.339
Mediana	56	127	166	173	114

Moda	54	127	166	178	114
Media geométrica	54.22	127.15	166.65	171.81	113.117
Varianza	90.38	112.01	117.476	76.098	51.001
Desviación típica	9.506	10.583	10.838	8.723	7.141
Error estándar	0.898	1.000	1.052	0.868	0.674
Mínimo	34	100	133	142	96
Máximo	78	159	187	190	130
Rango	44	59	54	48	34
Primer cuartil	48	120.5	160	167	108
Tercer cuartil	62	134	175	178	118.5
Rango intercuartiles	14	13.5	15	11	10.5
Skewness (asimetría)	-0.204	0.021	-0.240	-0.418	0.142
Indice de asimetría	-0.883	0.091	-1.010	-1.716	0.616
Kurtosis	-0.383	0.448	-0.064	0.501	-0.503
Indice de Kurtosis	-0.828	0.969	-0.135	1.027	-1.088

Observamos como el tubérculo de la cresta ilíaca se situa a una distancia de la espina ilíaca anterior superior que equivale a $1/3$ de la magnitud de la anchura del ala ilíaca, y por consiguiente en la mitad de la distancia que separa el punto mas prominente de la cresta ilíaca, en el que se realizó la determinación de la altura máxima del coxal y la espina ilíaca anterior superior.

HEMIESFERAS UTILIZADAS EN LAS DETERMINACIONES.

El análisis estadístico del diámetro de las hemiesferas utilizadas para la situación del centro de la cavidad acetabular ha sido como sigue, y lo hemos nombrado con las siglas "HEM".

Variable:	HEM
Tamaño muestra	112
Media	47.9688
Mediana	48

Moda	47
Media geométrica	47.8513
Varianza	11.2986
Desviación típica	3.36133
Error estándar	0.317616
Mínimo	41
Máximo	56
Rango	15
Primer cuartil	45
Tercer cuartil	50
Rango intercuartiles	5
Skewness (asimetría)	-0.0428219
Indice de asimetría	-0.185012
Kurtosis	-0.621424
Indice de Kurtosis	-1.34243

La magnitud de las hemiesferas utilizadas nos informa sobre los tamaños previsibles para el componente acetabular de una posible prótesis de cadera.

DISTANCIAS ENTRE PUNTOS DE LOS DIAMETROS DE LA HEMIESFERA Y LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS.

La sistemática de estas determinaciones está en la página 383.

Se nombra el extremo del diámetro de la hemiesfera considerado y el punto de referencia básico hasta el que se determina.

"DP" extremidad posterior del diámetro trasversal.

Variable:	DP_A	DP_P	DP_I	DP_S
Tamaño muestra	112	112	90	106
Media	91.3929	114.339	67.7556	110.047
Mediana	92	115	67	110
Moda	92	115	72	110

Media geométrica	91.2033	114.019	67.319	109.906
Varianza	34.7272	72.1001	59.2879	31.3406
Desviación típica	5.89298	8.49118	7.69986	5.59827
Error estándar	0.55683	0.80234	0.81163	0.54375
Mínimo	75	88	46	90
Máximo	109	132	91	129
Rango	34	44	45	39
Primer cuartil	87	109.5	63	106
Tercer cuartil	95.5	120	72	114
Rango intercuartiles	8.5	10.5	9	8
Skewness (asimetría)	-0.01559	-0.34170	0.15291	0.04189
Standardized skewnes	-0.06736	-1.47635	0.59224	0.17610
Kurtosis	0.59040	0.7276	0.71387	1.42571
Standardized kurtosi	1.27542	1.5718	1.38242	2.99624

"DS" extremidad proximal del diámetro longitudinal.

Variable:	DS_I	DS_S	DS_A	DS_P
Tamaño muestra	90	106	112	112
Media	91.6556	95.6604	67.6339	131.286
Mediana	91	96	67	131
Moda	91	97	70	130
Media geométrica	91.372	95.4912	67.3174	130.995
Varianza	51.5991	32.6645	46.8287	75.5212
Desviación típica	7.18325	5.71529	6.84315	8.6903
Error estándar	0.75718	0.55511	0.64661	0.82115
Mínimo	71	79	53	101
Máximo	106	118	101	152
Rango	35	39	48	51
Primer cuartil	88	92	64	126
Tercer cuartil	96	99	71	136
Rango intercuartiles	8	7	7	10
Skewness (asimetría)	-0.19358	0.17473	1.67598	-0.27586
Indice de asimetría	-0.74973	0.73446	7.24105	-1.19188
Kurtosis	0.21912	1.8306	6.4247	1.50051
Indice de Kurtosis	0.42434	3.84717	13.8789	3.24146

Estas medidas nos ayudan a conocer la situación relativa del acetábulo, ya que además de disponer del dato referente a su centro disponemos de los referentes a sus bordes superior y posterior.

DISTANCIAS DE LOS PUNTOS DE LA FACIES AURICULARIS

A LOS PUNTOS DE REFERENCIA BASICOS.

La facies auricularis se ha situado determinando la distancia de tres puntos de la misma a los puntos de referencia "A" espina ilíaca anterior superior, "S" punto de referencia de la sínfisis y "C" centro del acetábulo.

Los puntos definidos en la facies auricularis son:

"AS" punto mas proximal o superior de la carilla auricular;

"AC" punto de la carilla auricular mas próximo al acetábulo;

"AI" punto mas distal o inferior de la carilla auricular.

La sistemática de esta determinación se expone en la pagina 384.

Al centro del acetábulo, punto "C".

"C_AC" Distancia del centro del acetábulo al punto más próximo al acetábulo de la carilla auricular. "C_AI" Distancia al punto de referencia inferior. "C_AS" Distancia al punto de referencia superior.

Variable:	C_AC	C_AI	C_AS
Tamaño muestra	112	112	112
Media	73.7946	97.5804	101.83
Mediana	73	97	102
Moda	73	97	103
Media geométrica	73.5121	97.2992	101.433
Varianza	43.9124	56.498	82.1782
Desviación típica	6.62664	7.51651	9.06522
Error estándar	0.626159	0.710244	0.856583

Mínimo	61	83	77
Máximo	96	123	135
Rango	35	40	58
Primer cuartil	69	92	96
Tercer cuartil	77	102	107
Rango intercuartiles	8	10	11
Skewness (asimetría)	0.93505	0.541648	0.36789
Indice de asimetría	4.03988	2.34019	1.58946
Kurtosis	1.38485	0.315435	1.65162
Indice de Kurtosis	2.99162	0.681418	3.56791

El punto C_AC, situado en la línea innominada, es el mas próximo al centro del acetábulo pues así se ha definido, la magnitud está en relación como ya hemos visto con la altura del coxal y la anchura del ala ilíaca. Llama la atención la escasa diferencia de magnitud de las distancias a los puntos mas craneal y mas caudal de la facies auricularis desde el centro acetabular.

A la espina ilíaca anterior superior punto principal de referencia "A".

"A_AC" Distancia al punto más próximo al acetabulo. "A_AI" Distancia al punto de referencia inferior. "A_AS" Distancia al punto de referencia superior.

Variable:	A_AC	A_AI	A_AS
Tamaño muestra	112	112	112
Media	98.8214	137.375	101.652
Mediana	98.5	138	101
Moda	98	144	100
Media geométrica	98.6296	137.076	101.297
Varianza	38.3642	80.4167	75.3822
Desviación típica	6.19389	8.96753	8.68229
Error estándar	0.585267	0.847352	0.820399

Mínimo	82	105	84
Máximo	115	161	139
Rango	33	56	55
Primer cuartil	96	132	96
Tercer cuartil	102	143.5	107
Rango intercuartiles	6	11.5	11
Skewness (asimetría)	0.202428	-0.462164	0.90912
Indice de asimetría	0.874589	-1.99677	3.92785
Kurtosis	0.525256	1.69987	2.89877
Indice de Kurtosis	1.13468	3.67214	6.26206

La espina ilíaca anterior superior como vemos se sitúa casi equidistante del extremo superior de la carilla auricular y del punto mas próximo de dicha carilla respecto del centro del acetábulo.

Para "A_AS" Fernández (1990) encuentra un valor medio de 105.2 mm, con una desviación típica de 7.4; para "A_AC" una media de 93.1 mm, con una desviación típica de 7; si bien su sistemática de definición de los puntos de referencia de la carilla auricular no es idéntica a la nuestra.

Al punto de referencia de la sínfisis, punto "S".
 "S_AC" Distancia al punto más proximo al acetabulo. "S_AI"
 Distancia al punto de referencia inferior. "S_AS" Distancia
 al punto de referencia inferior.

Variable:	S_AC	S_AI	S_AS
Tamaño muestra	106	106	106
Media	112.038	139.019	138.245
Mediana	112	140	138
Moda	110	142	136
Media geométrica	111.791	138.675	137.851
Varianza	56.1128	93.352	110.511

Desviación típica	7.49085	9.66188	10.5124
Error estándar	0.727576	0.938445	1.02106
Mínimo	96	98	110
Máximo	142	162	173
Rango	46	64	63
Primer cuartil	108	132	133
Tercer cuartil	117	146	144
Rango intercuartiles	9	14	11
Skewness (asimetría)	0.324025	-0.485983	0.29318
Indice de asimetría	1.36193	-2.04267	1.23229
Kurtosis	1.4875	1.95587	1.48776
Indice de Kurtosis	3.12611	4.11043	3.12665

El punto de referencia principal de la sínfisis se sitúa como en el caso de la espina ilíaca posterior superior, casi equidistante de los extremos craneal y caudal de la facies auricularis.

Para "S_AS" Fernández (1990) encuentra un valor medio de 142.7 mm, con una desviación típica de 8.98; si bien su sistemática de determinar los puntos de referencia de la carilla auricular no es idéntica a la nuestra.

RESULTADOS DE LOS CALCULOS REALIZADOS

A PARTIR DE LAS MEDIDAS DEL HUESO COXAL.

Respecto del hueso coxal se han establecido programas de cálculo, página 441, para intentar definir las relaciones entre los diferentes puntos de referencia, tratando de situarlos espacialmente entre sí y determinando la situación relativa de la cavidad acetabular, en los coxales aislados, respecto de un primer sistema de referencia. Figura 106, pag. 442.

Los sumarios estadísticos de las coordenadas espaciales del acetábulo respecto de este primer sistema de referencia se exponen a continuación.

"XC", "YC" y "ZC" son las coordenadas (X;Y;Z) del centro del acetábulo respectivamente.

Variable:	XC	YC	ZC
Tamaño muestra	106	106	106
Media	24.4519	69.2428	52.9039
Mediana	25.05	69.475	53.155
Moda	25.34	73	52.03
Media geométrica	23.6118	69.0439	52.658
Varianza	31.6703	27.2951	22.6565
Desviación típica	5.62764	5.22447	4.75989
Error estándar	0.546604	0.507445	0.462321
Mínimo	3.98	52.71	26.91
Máximo	36.46	83.39	61.23
Rango	32.48	30.68	34.32
Primer cuartil	20.97	65.98	50.61
Tercer cuartil	28.22	72.5	56.13
Rango intercuartiles	7.25	6.52	5.52
Skewness (asimetría)	-0.66332	-0.198492	-1.67891
Índice de asimetría	-2.78805	-0.834298	-7.05676
Kurtosis	1.01578	0.658244	7.25607
Índice de Kurtosis	2.13475	1.38336	15.2493

Si se observan los rangos de estas coordenadas, de mas de 30 mm, conoceremos como la cavidad acetabular varia en su situación relativa dentro del coxal, y además lo hace de forma que no existe prácticamente correlación entre los tres parámetros, únicamente podemos observar que la tendencia de los valores se comporta de manera que entre los valores de "XC" y los de "ZC" e "YC" la relación es negativa, es decir a mayor valor de "XC" menor valor de "ZC" e "YC".

"XC" se comporta además como independiente de los parámetros relacionados con la dimensión del coxal, altura máxima, diámetro longitudinal y diámetro de la hemiesfera de medida utilizada. "YC" y "ZC" aparecen con una correlación clara, coeficiente de mas de 0.4, para una muestra de 103, intervalo de confianza mayor del 99%, respecto de los diámetros, y ligeramente menor, coeficiente de 0.27 y 0.36 respectivamente, respecto a la altura máxima, con la misma muestra y el mismo intervalo de confianza.

Se ha establecido así mismo un segundo sistema de referencia para determinar las relaciones del tubérculo ilíaco, punto "Cr", con el centro del acetábulo, punto "C". Figura 107, pag. 445.

"XCR", "YCR" y "ZCR" son las coordenadas (X;Y;Z) del centro del acetábulo respectivamente.

Variable:	XCR	YCR	ZCR
Tamaño muestra	112	112	112
Media	-31.2321	33.3036	29.4018
Mediana	-31	33	30
Moda	-33	31	30
Media geométrica		32.248	27.4215
Varianza	57.8916	67.2584	85.1254
Desviación típica	7.60865	8.20112	9.22634
Error estándar	0.71895	0.774933	0.871807
Mínimo	-56	14	4
Máximo	-16	58	49
Rango	40	44	45
Primer cuartil	-35	28	24
Tercer cuartil	-26	39	36
Rango intercuartiles	9	11	12
Skewness (asimetría)	-0.480955	0.181492	-0.407903
Indice de asimetría	-2.07796	0.784135	-1.76234

Kurtosis	0.346351	0.325815	0.249277
Indice de Kurtosis	0.748204	0.703841	0.5385

Como se puede apreciar en los resultados respecto de este sistema de referencia las coordenadas del tubérculo de la cresta ilíaca son bastante similares, siendo la "ZCR" la que mayor desviación típica tiene. Si nos detenemos en los rangos de estas variables, conoceremos la cuantía de las variaciones de la situación del tubérculo de la cresta respecto del coxal.

En este mismo sistema de referencia hemos calculado las coordenadas del centro del acetábulo, la "Z" es por definición del sistema, igual a cero.

Variable:	XC	YC
Tamaño muestra	112	112
Media	76.4464	47.5446
Mediana	77	48
Moda	79	49
Media geométrica	76.291	47.1569
Varianza	23.7989	35.0791
Desviación típica	4.87841	5.92276
Error estándar	0.460967	0.559648
Mínimo	65	28
Máximo	91	65
Rango	26	37
Primer cuartil	73	44
Tercer cuartil	79.5	51
Rango intercuartiles	6.5	7
Skewness (asimetría)	-0.071100	-0.295153
Indice de asimetría	-0.30719	-1.27521
Kurtosis	-0.152704	1.63527
Indice de Kurtosis	-0.329878	3.53258

Lo que nos permite, siempre dentro de este sistema de

referencia, estimar las posiciones relativas del centro del acetábulo y del tubérculo ilíaco.

La abcisa del punto "P" se corresponde, también por definición del sistema de referencia, con la distancia "A_P", siendo su "X" y "Z" iguales a cero.

Variable:	YP
Tamaño muestra	112
Media	152.902
Mediana	152
Moda	158
Media geométrica	152.667
Varianza	72.2515
Desviación típica	8.50009
Error estándar	0.80318
Mínimo	127
Máximo	176
Rango	49
Primer cuartil	147.5
Tercer cuartil	158
Rango intercuartiles	10.5
Skewness (asimetría)	0.08011
Indice de asimetría	0.34614
Kurtosis	0.56622
Indice de Kurtosis	1.22319

La distribución estadística de este dato es idéntica a la correspondiente al parámetro "A_P".

7-3 RESULTADOS DE LAS DETERMINACIONES
EN LA PELVIS.

VALORES ANGULARES.

ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 391. Las siglas corresponden respectivamente al ángulo de anteversión medido en el cuarto inferior del acetábulo, "ANI", en su parte media, "ANM", y en su cuarto superior "ANS".

Variable:	ANI	ANM	ANS
Tamaño muestra	57	57	57
Media	47.0702	72.5088	82.7895
Mediana	48	72	83
Moda	51	70	85
Media geométrica	46.7905	72.1949	82.1593
Varianza	25.8521	44.683	98.9906
Desviación típica	5.0845	6.68453	9.9494
Error estandar	0.673458	0.885388	1.31783
Mínimo	34	55	50
Máximo	55	87	106

nan las diferencias entre estas dos determinaciones.

ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 393. Como en el caso anterior del ángulo de anteversión acetabular se han realizado tres determinaciones diferentes: en el cuarto anterior, "INA"; en su mitad, "INM", y en su cuarto posterior, "INP".

Variable:	INA	INM	INP
Tamaño muestra	57	57	57
Media	45.9123	53.0526	29.7368
Mediana	47	52	29
Moda	48	54	25
Media geométrica	45.5346	52.6648	29.3367
Varianza	30.1172	54.6936	25.0188
Desviación típica	5.48791	7.39551	5.00188
Error estandar	0.726892	0.97956	0.662515
Mínimo	25	42	19
Máximo	57	99	44
Rango	32	57	25
Primer cuartil	44	50	26
Tercer cuartil	49	54	33
Rango intercuartil	5	4	7
Skewness (asimetría)	-1.44969	4.33159	0.590081
Sesgo tipificado	-4.46826	13.3509	1.81875
Kurtosis	3.85963	26.7736	0.218359
Kurtosis tipificado	5.94809	41.2609	0.336514

La simple comparación de las medias nos permite apreciar las diferencias de magnitud que se producen al realizar la determinación de este ángulo a diferentes niveles, el valor del ángulo medido en la mitad del acetábulo es el mayor, esto se debe a que a este nivel se encuentra la esco-

tadura acetabular y la rama del goniómetro no encuentra apoyo en el borde del acetábulo sino en la escotadura isquio pubiana. Los ángulos medidos en el cuarto anterior y posterior nos informan sobre la distinta inclinación de los bordes acetabulares del mismo nombre.

ANGULO PROMONTORIO SUPRAPUBICO.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 393.

Variable:	APRO
Tamaño muestra	30
Media	30
Mediana	30
Moda	33
Media geométrica	29.6956
Varianza	18.9655
Desviación típica	4.35494
Error estandar	0.7951
Mínimo	21
Máximo	40
Rango	19
Primer cuartil	27
Tercer cuartil	33
Rango intercuartil	6
Skewness (asimetría)	0.314019
Sesgo tipificado	0.702167
Kurtosis	0.210346
Kurtosis tipificado	0.235174

Llama la atención en estos resultados la escasa variación de este ángulo medido respecto del plano de referencia elegido, con escasa desviación típica.

ANGULOS CALCULADOS ENTRE LA LINEA "A_P"

Y OTRAS REFERENCIAS.

Mediante cálculo se han determinado los valores angulares entre la línea "A_P", anchura máxima del ala ilíaca y los ejes del sistema de referencia "X" e "Y", así como respecto de la línea "CCR" que representa la definida por el centro del acetábulo y el tubérculo ilíaco.

"APY" ángulo entre la línea "AP" y el eje de abscisas. "APX" ángulo entre la línea "AP" y el eje de ordenadas. "APCRC" ángulo entre las líneas "AP" y "CCR".

Variable:	APY	APX	APCRC
Tamaño muestra	57	57	57
Media	80.4175	57.2281	82.4018
Mediana	81.5	57.5	82.1
Moda	80.9	53.6	86.6
Media geométrica	80.1762	57.1202	82.2284
Varianza	38.2625	12.2592	29.2534
Desviación típica	6.18567	3.50131	5.40864
Error estandar	0.819312	0.46376	0.716392
Mínimo	62.1	47.4	70.9
Máximo	95.1	63.3	94.8
Rango	33	15.9	23.9
Primer cuartil	76.2	54.9	79.4
Tercer cuartil	84.4	59.8	84.9
Rango intercuartil	8.2	4.9	5.5
Skewness (asimetría)	-0.47562	-0.534115	0.251053
Sesgo tipificado	-1.46596	-1.64625	0.773797
Kurtosis	0.473764	-0.172721	-0.140659
Kurtosis tipificado	0.730119	-0.266181	-0.21677

El valor de los ángulos de la línea imaginaria que une ambas espinas ilíacas, anterior superior y posterior superior, respecto de los ejes "X_X'" e "Y_Y'", ayuda a situar

espacialmente esas referencias.

DETERMINACION DEL ANGULO ENTRE LA LINEA "A_S" Y EL EJE
DE ABCISAS DEL SISTEMA DE REFERENCIA.

Se ha determinado mediante cálculo denominándolo con las siglas "ASY".

Variable:	ASY
Tamaño muestra	56
Media	53.9643
Mediana	53.3
Moda	52.4
Media geométrica	53.8103
Varianza	17.1242
Desviación típica	4.13813
Error estandar	0.552981
Mínimo	46.1
Máximo	64.4
Rango	18.3
Primer cuartil	51.5
Tercer cuartil	56.8
Rango intercuartil	5.3
Skewness (asimetría)	0.363728
Sesgo tipificado	1.11121
Kurtosis	-0.247296
Kurtosis tipificado	-0.377751

Esta línea al estar situada en el plano "X_Y" del sistema de referencia queda definida conociendo solo este ángulo.

DETERMINACION DEL ANGULO ENTRE LA LINEA "CRC"
Y LOS EJES DEL SISTEMA DE REFERENCIA.

Se han determinado mediante cálculo los ángulos entre

ALTURA MAXIMA DE LA PELVIS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 390.

Variable:	ALTU
Tamaño muestra	30
Media	202.1
Mediana	200.5
Moda	197
Media geométrica	201.867
Varianza	98.5759
Desviación típica	9.92854
Error estandar	1.81269
Mínimo	186
Máximo	222
Rango	36
Primer cuartil	195
Tercer cuartil	209
Rango intercuartil	14
Skewness (asimetría)	0.46467
Sesgo tipificado	1.03903
Kurtosis	-0.577702
Kurtosis tipificado	-0.645891

ANCHURA MAXIMA DE LA PELVIS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 390. Se representa por las siglas " ANCH ".

Variable:	ANCH
Tamaño muestra	26
Media	266.615
Mediana	268.5
Moda	265
Media geométrica	266.26
Varianza	194.726
Desviación típica	13.9544
Error estandar	2.73669

Mínimo	237
Máximo	298
Rango	61
Primer cuartil	260
Tercer cuartil	276
Rango intercuartil	16
Skewness (asimetría)	-0.232533
Sesgo tipificado	-0.484057
Kurtosis	0.179674
Kurtosis tipificado	0.187011

INDICE GENERAL DE LA PELVIS.

Se ha determinado con arreglo a la fórmula que figura en la página 391. "IGPEL" es el índice general de la pelvis.

Variable:	IGPEL
Tamaño muestra	26
Media	131.346
Mediana	132
Moda	123
Media geométrica	131.071
Varianza	74.1554
Desviación típica	8.61135
Error estándar	1.68883
Mínimo	112
Máximo	146
Rango	34
Primer cuartil	123
Tercer cuartil	139
Rango intercuartiles	16
Skewness (asimetría)	-0.242886
Indice de asimetría	-0.505607
Kurtosis	-0.674199
Indice de Kurtosis	-0.701729

DIAMETROS PELVICOS.

DIAMETRO PROMONTORIO SUPRAPUBICO O PROMONTO SUPRAPUBICO.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 394, y se representa por las siglas "DSPU".

Variable:	DSUP
Tamaño muestra	30
Media	100.533
Mediana	100.5
Moda	101
Media geométrica	99.9788
Varianza	116.947
Desviación típica	10.8142
Error estandar	1.9744
Mínimo	84
Máximo	121
Rango	37
Primer cuartil	92
Tercer cuartil	106
Rango intercuartil	14
Skewness (asimetría)	0.345217
Sesgo tipificado	0.771928
Kurtosis	-0.666836
Kurtosis tipificado	-0.745545

DIAMETRO TRANSVERSO MAXIMO.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 394. Se representa por las siglas "DTRA".

Variable:	DTRA
Tamaño muestra	110
Media	47.5682
Mediana	47.5
Moda	50
Media geométrica	47.448
Varianza	11.4013
Desviación típica	3.37658
Error estandar	0.321944
Mínimo	39
Máximo	55
Rango	16
Primer cuartil	45
Tercer cuartil	50
Rango intercuartil	5
Skewness (asimetría)	-0.141716

Rango intercuartil	19
Skewness (asimetría)	0.198552
Sesgo tipificado	0.41332
Kurtosis	-0.614519
Kurtosis tipificado	-0.639611

DISTANCIA ENTRE LOS PUNTOS DE LA SINFISIS.

Esta determinación se representa por las siglas "S_S".

Variable:	S_S
Tamaño muestra	26
Media	15.6923
Mediana	16
Moda	19
Media geométrica	
Varianza	30.9415
Desviación típica	5.56251
Error estandar	1.0909
Mínimo	0
Máximo	24
Rango	24
Primer cuartil	13
Tercer cuartil	19
Rango intercuartiles	6
Skewness (asimetría)	-0.850793
Sesgo tipificado	-1.77107
Kurtosis	1.10252
Kurtosis tipificado	1.14754

DISTANCIA ENTRE LAS ESPINAS ILIACAS

POSTERIORES SUPERIORES.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 394. La distancia entre las espinas ilíacas posteriores superiores está representada por las siglas "P_P".

Variable:	P_P
Tamaño muestra	26
Media	72.3077
Mediana	72
Moda	67
Media geométrica	71.6399
Varianza	64.2154
Desviación típica	8.01345
Error estandar	1.94839
Mínimo	52
Máximo	90
Rango	38
Primer cuartil	67
Segundo cuartil	77
Rango intercuartil	10
Skewness (asimetría)	0.0152687
Sesgo tipificado	0.0317844
Kurtosis	-0.410133
Kurtosis tipificado	-0.42688

DISTANCIA INTERCOTILOIDEA.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 394. Esta distancia está representada por las siglas "C_C". Es la distancia entre los centros de ambas cavidades acetabulares.

Variable:	C_C
Tamaño muestra	26
Media	167.846
Mediana	168
Moda	161
Media geométrica	167.662
Varianza	64.2154
Desviación típica	8.01345
Error estandar	1.57157
Mínimo	153
Máximo	181

Rango	28
Primer cuartil	161
Segundo cuartil	174
Rango intercuartil	13
Skewness (asimetría)	0.063076
Sesgo tipificado	0.131305
Kurtosis	-1.03719
Kurtosis tipificado	-1.07954

DISTANCIA ENTRE LOS PUNTOS DE REFERENCIA
DE LAS TUBEROSIDADES ISQUIATICAS.

Se representa por las sigla "I_I".

Variable:	I_I
Tamaño muestra	26
Media	123.692
Mediana	121.5
Moda	114
Media geométrica	122.828
Varianza	234.222
Desviación típica	15.3043
Error estandar	3.00142
Mínimo	102
Máximo	167
Rango	65
Primer cuartil	112
Tercer cuartil	134
Rango intercuartil	22
Skewness (asimetría)	0.913885
Sesgo tipificado	1.9024
Kurtosis	0.963547
Kurtosis tipificado	1.00289

COORDENADAS ESPACIALES DE LOS PUNTOS BASICOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la

página 395. La determinación de las coordenadas espaciales de los puntos de referencia nos permite situarlos espacialmente respecto del sistema de referencia y entre si, pudiendo determinar mediante los adecuados programas de cálculo distancias, ángulos y cuantas referencias se precisen. El valor de la "X" de los puntos izquierdos se cambió de signo, para poder realizar el estudio estadístico.

Coordenadas de las espinas ilíacas anteriores superiores, puntos de referencia "A".

Variable:	AX	AY	AZ
Tamaño muestra	57	57	57
Media	118.579	83.6491	1.21053
Mediana	118	81	1
Moda	126	80	0
Media geométrica	118.366	83.228	
Varianza	51.7481	70.4818	1.84774
Desviación típica	7.19362	8.39535	1.35932
Error estándar	0.952818	1.11199	0.180046
Mínimo	104	63	0
Máximo	139	103	6
Rango	35	40	6
Primer cuartil	112	80	0
Tercer cuartil	124	90	2
Rango intercuartiles	12	10	2
Skewness (asimetría)	0.314034	-0.0805921	1.59239
Indice de asimetría	0.967917	-0.248401	4.90807
Kurtosis	-0.124924	-0.0516316	3.00588
Indice de Kurtosis	-0.192521	-0.0795697	4.63238

Coordenadas de las espinas ilíacas anteriores posteriores, puntos de referencia "P".

Variable:	PX	PY	PZ
Tamaño muestra	57	57	57
Media	35.8421	108.807	125.965
Mediana	36	110	127
Moda	35	101	130
Media geométrica	35.1874	108.091	125.438
Varianza	44.3139	156.516	132.07
Desviación típica	6.65687	12.5106	11.4922
Error estándar	0.881724	1.65707	1.52218
Mínimo	20	82	100
Máximo	53	135	148
Rango	33	53	48
Primer cuartil	32	100	117
Tercer cuartil	41	117	134
Rango intercuartiles	9	17	17
Skewness (asimetría)	-0.22229	-4.765E-3	-0.268536
Indice de asimetría	-0.685145	-0.0146873	-0.827684
Kurtosis	0.198728	-0.506339	-0.526194
Indice de Kurtosis	0.306261	-0.78032	-0.81092

Coordenadas de los centros de las cavidad acetabulares, puntos de referencia "C".

Variable:	CX	CY	CZ
Tamaño muestra	57	57	57
Media	84.0877	15.4561	48.6491
Mediana	84	16	49
Moda	81	19	50
Media geométrica	83.9711	14.0363	48.3936
Varianza	20.0815	33.9668	25.7318
Desviación típica	4.48123	5.8281	5.07266
Error estándar	0.593554	0.771951	0.67189
Mínimo	73	2	39
Máximo	95	30	62
Rango	22	28	23
Primer cuartil	81	12	45
Tercer cuartil	87	19	51
Rango intercuartiles	6	7	6
Skewness (asimetría)	0.264678	-0.0994998	0.430346
Indice de asimetría	0.815793	-0.306679	1.32642
Kurtosis	-0.265346	0.147288	0.106555
Indice de Kurtosis	-0.408926	0.226986	0.164212

Coordenadas de los puntos de referencia de la sínfisis del pubis, puntos de referencia "S".

Variable:	SX	SY	SZ
Tamaño muestra	57	57	57
Media	7.66667	2.49123	2.42105
Mediana	7	2	2
Moda	7	0	2
Geometric mean			
Varianza	16.119	30.5758	3.42669
Desviación típica	4.01485	5.52954	1.85113
Error estándar	0.53178	0.732405	0.245188
Mínimo	0	-18	0
Máximo	20	17	6
Rango	20	35	6
Primer cuartil	6	0	1
Tercer cuartil	10	5	4
Rango intercuartiles	4	5	3
Skewness (asimetría)	0.45062	-0.4315	0.208169
Indice de asimetría	1.3889	-1.32997	0.641621
Kurtosis	0.539022	3.47942	-1.08228
Indice de Kurtosis	0.830689	5.36215	-1.6679

Coordenadas de los puntos de referencia del isquion, puntos de referencia "I".

Variable:	IX	IY	IZ
Tamaño muestra	57	57	57
Media	61.9649	-22.4912	98.5965
Mediana	63	-22	101
Moda	65	-21	102
Media geométrica	61.3352		97.7394
Varianza	78.9987	151.219	147.066
Desviación típica	8.88812	12.2971	12.1271
Error estándar	1.17726	1.62879	1.60627
Mínimo	43	-57	60
Máximo	87	3	117
Rango	44	60	57

Primer cuartil	56	-30	96
Tercer cuartil	68	-14	105
Rango intercuartiles	12	16	9
Skewness (asimetría)	0.206102	-0.308095	-1.52303
Indice de asimetría	0.63525	-0.949613	-4.69429
Kurtosis	0.150779	0.232849	2.67488
Indice de Kurtosis	0.232366	0.358844	4.12227

Coordenadas de los puntos de referencia del tubérculo ilíaco, puntos de referencia "CR".

Variable:	CRX	CRY	CRZ
Tamaño muestra	57	57	57
Media	129.86	117.596	40.2807
Mediana	131	118	40
Moda	134	121	30
Media geométrica	129.607	117.207	38.9602
Varianza	65.3728	91.6378	104.17
Desviación típica	8.08535	9.57277	10.2064
Error estándar	1.07093	1.26794	1.35187
Mínimo	109	97	22
Máximo	148	140	66
Rango	39	43	44
Primer cuartil	125	112	31
Tercer cuartil	135	125	48
Rango intercuartiles	10	13	17
Skewness (asimetría)	-0.432845	-0.177827	0.175115
Indice de asimetría	-1.33412	-0.548099	0.53974
Kurtosis	0.243288	-0.185306	-0.192439
Indice de Kurtosis	0.374931	-0.285575	-0.296568

7-4 RESULTADOS DE LAS MEDIDAS REALIZADAS SOBRE RADIOGRAFIAS DE LOS FEMURES.

VALORES ANGULARES.

En la exposición de nuestros resultados señalaremos cuando se trata de ángulos medidos directamente en las radiografías y en qué casos se trata de ángulos calculados a partir de los anteriores.

MEDIDAS REALIZADAS EN VISION ANTEROPOSTERIOR.

MEDIDAS DE LOS ANGULOS DEL EJE CERVICO CEFALICO CON LOS EJES DIAFISARIOS Y MECANICO.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 406.

"C_YYR".- Angulo entre el eje cervalico cefálico y el eje. de abscisas. "C_DPR".- Angulo entre el eje cervalico cefálico y el eje diafisario proximal. "C_DR".- Angulo entre el eje cervalico cefálico y el eje diafisario. "C_MR".-

Angulo entre el eje cérvico cefálico y el eje mecánico.

Variable:	C_YYR	C_DR	C_MR	C_DPR
Tamaño muestra	240	240	240	240
Media	127.086	125.27	131.322	125.619
Mediana	127	125	131.25	126
Moda	129	126	133	127
Media geométrica	126.926	125.114	131.186	125.46
Varianza	41.1189	39.3939	35.8347	40.194
Desviación típica	6.4124	6.27646	5.98621	6.33987
Error estándar	0.41391	0.40514	0.38640	0.409237
Mínimo	110	108	115	109
Máximo	154	150	155	151
Rango	44	42	40	42
Primer cuartil	123	121.25	127	121
Tercer cuartil	131	129	135	130
Rango intercuartiles	8	7.75	8	9
Skewness (asimetría)	0.34391	0.24381	0.18124	0.300058
Indice de asimetría	2.17508	1.54201	1.14631	1.89774
Kurtosis	1.22716	1.01227	0.99703	0.89977
Indice de kurtosis	3.88063	3.20107	3.15291	2.84532

Las diferencias respecto a los mismos ángulos determinados sobre las piezas óseas no son significativas.

MEDIDAS DEL ANGULO DEL EJE MECANICO

CON LA VERTICAL Y LOS EJES DIAFISARIOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 406. El  ngulo entre el eje diafisario y el eje mecánico, angulo de divergencia se describe en la página 408.

"M_DPR".- Angulo entre el eje mecánico y el eje diafisario proximal. "M_DR".- Angulo entre el eje mecánico y el

eje diafisario. "C_MR".- Angulo entre el eje cérvico cefálico y el eje mecánico. "M_VE".- Angulo entre el eje mecánico y la vertical. "M_YR" Angulo entre el eje mecánico y el eje de abcisas.

Variable:	M_DPR	M_DR	C_MR	M_VE	M_YR
Tamaño muestra	240	240	240	240	240
Media	5.6895	6.052	131.322	3.0604	4.2358
Mediana	6	6	131.25	3	4
Moda	6	7	133	5	4
Media geométrica			131.186		
Varianza	2.9293	2.7661	35.8347	7.6731	3.1958
Desviación típica	1.7115	1.6631	5.9862	2.7700	1.7877
Error estándar	0.1104	0.1073	0.3864	0.1788	0.1153
Mínimo	-1	-2	115	-7	-11.9
Máximo	13	13	155	14	14
Rango	14	15	40	21	25.9
Primer cuartil	5	5	127	1.25	4
Tercer cuartil	7	7	135	5	5
Rango intercuartiles 2	2	2	8	3.75	1
Skewness (asimetria)	-0.0832	-0.1558	0.1812	-0.4565	-2.4259
Indice de skewness	-0.5266	-0.9858	1.1463	-2.887	-15.3429
Kurtosis	2.4902	4.2311	0.9970	2.003	31.7144
Indice de kurtosis	7.8747	13.38	3.1529	6.334	100.29

Las diferencias respecto a los mismos ángulos determinados sobre las piezas óseas no son significativas.

ANGULOS ENTRE LA VERTICAL Y LOS DEMAS EJES.

Esta determinación equivale a la realizada en las medidas anatómicas respecto del eje "Y_Y'", en las que dicho eje representa la vertical a la tangente distal a los condilos femorales.

"V_Y".- Angulo entre la vertical y el eje "Y_Y'".

"D_VE".- Angulo entre la vertical y el eje diafisario.

"M_VE".- Angulo entre la vertical y el eje mecánico.

"DP_VE".- Angulo entre la vertical y el eje diafisario proximal.

Variable:	V_Y	D_VE	M_VE	DP_VE
Tamaño muestra	240	240	240	240
Media	7.2962	8.7583	3.0604	8.395
Mediana	7	9	3	9
Moda	7	7	5	8
Geometric mean				
Varianza	9.6612	11.3514	7.6731	11.742
Desviación típica	3.1082	3.3691	2.7700	3.426
Error estándar	0.2006	0.2174	0.1788	0.221
Mínimo	-6.4	-2	-7	-3
Máximo	17	19	14	18
Rango	23.4	21	21	21
Primer cuartil	5.9	7	1.25	7
Tercer cuartil	9	11	5	10
Rango intercuartiles	3.1	4	3.75	3
Skewness (asimetría)	-0.3343	-0.0151	-0.4565	-0.429
Indice de asimetría	-2.1147	-0.0959	-2.8873	-2.717
Indice de kurtosis	5.9296	2.05	6.3340	3.234

Las diferencias respecto a los mismos ángulos determinados sobre las piezas óseas no son significativas.

MEDIDA DEL ANGULO "Alfa t".

La sistemática de esta determinación se describe en la página 408.

Variable:	ALFA_T
Tamaño muestra	210
Media	73.4381
Mediana	73

Moda	70
Media geométrica	72.961
Varianza	75.7593
Desviación típica	8.70398
Error estándar	0.600632
Mínimo	54
Máximo	114
Rango	60
Primer cuartil	68
Tercer cuartil	77
Rango intercuartiles	9
Skewness (asimetría)	1.3412
Indice de Skewness	7.93463
Kurtosis	4.01711
Indice de Kurtosis	11.8828

ANGULOS ENTRE EL EJE DIAFISARIO PROXIMAL
Y LOS DEMAS EJES FEMORALES.

Se puede observar comparativamente la relación entre los diferentes ángulos: "C_DPR" cérvico diafisario proximal; "M_DPR" mecánico diafisario proximal; "DP_VE" diafisario proximal con la vertical. "DP_YR" diafisario proximal con el eje de abscisas del sistema de referencia.

Variable:	C_DPR	M_DPR	DP_VE	DP_YR

Tamaño muestra	240	240	240	240
Media	125.619	5.68958	8.39583	-1.4037
Mediana	126	6	9	-2
Moda	127	6	8	-2
Media geométrica	125.46			
Varianza	40.194	2.92939	11.7422	3.9777
Desviación típica	6.33987	1.71155	3.4267	1.9944
Error estándar	0.40923	0.11048	0.22119	0.1287
Mínimo	109	-1	-3	-15.9
Máximo	151	13	18	10
Rango	42	14	21	25.9
Primer cuartil	121	5	7	-2.1
Tercer cuartil	130	7	10	-0.2

PROYECCION LATERAL.

VALORES DE LOS ANGULOS ENTRE EL EJE CERVICO CEFALICO
Y LOS EJES DIAFISARIOS, MECANICO Y DE ABCISAS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 417. La sistemática de medida del angulo entre el eje cervico cefalico y el eje "y-y" se describe en la página 419.

"CDPLR" cérvico diafisario proximal; "C_DLR" cérvico diafisario; "M_CLR" cérvico mecánico; "C_YLR" con el eje de abcisas.

Variable:	CDPLR	C_DLR	C_2	M_CLR
Tamaño muestra	238	238	238	238
Media	153.67	160.437	107.5	163.288
Mediana	153	160	108	162.5
Moda	155	157	110	168
Media geométrica	153.205	160.005	106.862	162.923
Varianza	145.128	139.327	134.773	119.821
Desviación típica	12.0469	11.8037	11.6092	10.9463
Error estándar	0.78088	0.76512	0.75251	0.70954
Mínimo	115	125	77	129
Máximo	204	190	143	192
Rango	89	65	66	63
Primer cuartil	145	152	100	155
Tercer cuartil	161	168	116	170
Rango intercuartiles	16	16	16	15
Skewness (asimetría)	0.4091	0.16774	-0.11432	0.13923
Indice de asimetría	2.57657	1.0565	-0.72000	0.8769
Kurtosis	0.94164	-0.19592	-0.17709	-0.20921
Indice de kurtosis	2.96531	-0.61698	-0.55766	-0.65882

Las diferencias respecto a los mismos ángulos determinados sobre las piezas óseas son apreciables respecto del

cérvico diafisario proximal y mecánico. Los otros dos ángulos no se han determinado en las medidas anatómicas.

ANGULOS ENTRE EL EJE DIAFISARIO

Y LOS DEMAS EJES FEMORALES.

Se puede observar comparativamente la relación entre los diferentes ángulos: "C_DLR" cérvico diafisario; "M_DLR" mecánico diafisario; "D_Z" diafisario con eje "Z_Z'". "D_DPLR" diafisario con el eje diafisario proximal.

Variable:	D_Z	C_DLR	M_DLR	D_DPLR
Tamaño muestra	237	238	238	240
Media	87.9025	160.437	2.7878	6.5729
Mediana	88	160	3	7
Moda	88	157	3	8
Media geométrica	87.8833	160.005		-32768
Varianza	3.34635	139.327	2.4495	17.4413
Desviación típica	1.8293	11.8037	1.5650	4.1762
Error estándar	0.11882	0.76512	0.1014	0.2695
Mínimo	79	125	-2	-15
Máximo	97.1	190	11	15
Rango	18.1	65	13	30
Primer cuartil	87	152	2	5
Tercer cuartil	88	168	4	9
Rango intercuartiles	1	16	2	4
Skewness (asimetría)	-0.71816	0.16774	1.3734	-2.2790
Indice de asimetría	-4.5136	1.0565	8.6503	-14.4141
Kurtosis	10.2815	-0.19592	7.3902	8.0402
Indice de kurtosis	32.3091	-0.61698	23.2724	25.4255

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE AMBOS EJES DIAFISARIOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 419.

"D_DPLR" ángulo entre ambos ejes diafisarios, proyección lateral.

Variable:	D_DPLR
Tamaño muestra	240
Media	6.57292
Mediana	7
Moda	8
Media geométrica	-32768
Varianza	17.4413
Desviación típica	4.17628
Error estándar	0.269578
Mínimo	-15
Máximo	15
Rango	30
Primer cuartil	5
Tercer cuartil	9
Rango intercuartiles	4
Skewness (asimetría)	-2.27907
Indice de asimetría	-14.4141
Kurtosis	8.04025
Indice de kurtosis	25.4255

Las diferencias respecto a los mismos ángulos determinados sobre las piezas óseas no son significativas. Únicamente hay que tener presente que el ángulo calculado en las medidas anatómicas se da con valor negativo al tomar como origen la extremidad distal del fémur.

MEDIDA DEL ANGULO ENTRE EL EJE MECANICO Y OTROS EJES PROYECCION LATERAL.

La sistemática de estas determinaciones se describe en la página 419. Podemos ver en el cuadro que sigue resultados de la medidas con:

El eje diafisario "M_DLR".

El eje diafisario proximal "MDPLR".

El eje cérico cefálico "M_CLR".

El eje "Y_Y'" del sistema de referencia "M_YLR".

Variable:	M_YLR	MDPLR	M_CLR	M_DLR
Tamaño muestra	237	238	238	238
Media	0.65232	9.61765	163.288	2.78782
Mediana	0.7	10	162.5	3
Moda	0	9	168	3
Media geométrica	-32768		162.923	
Varianza	2.21861	14.1612	119.821	2.44951
Desviación típica	1.4895	3.76314	10.9463	1.56509
Error estándar	0.09675	0.24392	0.70954	0.10145
Mínimo	-7.5	-12	129	-2
Máximo	10.1	16	192	11
Rango	17.6	28	63	13
Primer cuartil	0	9	155	2
Tercer cuartil	1	12	170	4
Rango intercuartiles	1	3	15	2
Skewness (asimetría)	1.18803	-2.73624	0.13923	1.37348
Indice de asimetría	7.46665	-17.2332	0.8769	8.65036
Kurtosis	12.7934	12.0923	-0.20921	7.39025
Indice de kurtosis	40.2026	38.0796	-0.65882	23.2724

Las diferencias respecto a los mismos ángulos determinados sobre las piezas óseas no son significativas.

MEDIDAS DE LOS ANGULOS ENTRE EL EJE "Z-Z'"

Y LOS DIFERENTES EJES FEMORALES.

Se han determinado mediante cálculo a partir de los datos de la radiografía lateral estos tres ángulos entre el eje "Z_Z'" y los ejes:

"C" Cérico diafisario. "M" Mecánico. "DP" Diafisario

proximal. "D" Diafisario.

Variable:	C_Z	M_Z	DP_Z	D_Z
Tamaño muestra	238	238	238	237
Media	107.5	90.7454	81.3546	87.9025
Mediana	108	90.8	81	88
Moda	110	90	80	88
Media geométrica	106.862	90.7251	81.238	87.8833
Varianza	134.773	3.93759	20.8064	3.34635
Desviación típica	11.6092	1.98434	4.5614	1.8293
Error estándar	0.75251	0.12862	0.29567	0.11882
Mínimo	77	82.5	73.5	79
Máximo	143	111	103	97.1
Rango	66	28.5	29.5	18.1
Primer cuartil	100	90	79	87
Tercer cuartil	116	91	82	88
Rango intercuartiles	16	1	3	1
Skewness (asimetría)	-0.11432	4.94829	2.66883	-0.71816
Indice de asimetría	-0.72000	31.1651	16.8087	-4.5136
Kurtosis	-0.17709	48.8527	9.13688	10.2815
Indice de kurtosis	-0.55766	153.841	28.7727	32.3091

La comparación de los ángulos de los distintos ejes respecto a la referencia común del eje "Z_Z'" en proyección lateral nos pone de manifiesto como el eje mecánico es casi costantemente paralelo al eje "Y_Y'" y por lo tanto próximo o coincidente con la vertical, esta circunstancia nos hace pensar que el plano de apoyo bicondíleo trocantéreo, elegido como base del sistema de referencia, además de un plano de fácil determinación y de apoyo estable, es también funcionalmente significativo.

RESULTADOS OBTENIDOS MEDIANTE CALCULO A PARTIR
DE LAS COORDENADAS DE LOS PUNTOS DE REFERENCIA DE VALORES

DE LOS ANGULOS FEMORALES.

La determinación de estos ángulos calculados se expone en el apartado 6-4, pag. 424.

"AN_ABC" Angulo cérico diafisario medido entre las referencias de los puntos "A", "B" y "C". "AN_ACD" Angulo cérico diafisario medido entre las referencias "A" , "C" y "D". "AN_BCD" Angulo que forman las rectas definidas por los puntos "B_C" y "C_D".

Variable:	AN_ABC	AN_ACD	AN_BCD
Tamaño muestra	231	230	228
Media	121.636	122.41	3.84737
Mediana	121.4	122.75	3.4
Moda	126.1	121.3	4.9
Media geométrica	121.399	122.15	
Varianza	57.4117	62.5891	6.95017
Desviación típica	7.57705	7.91133	2.63632
Error estándar	0.498533	0.521658	0.174594
Mínimo	95.8	92.3	0
Máximo	146.5	148.3	14.1
Rango	50.7	56	14.1
Primer cuartil	116.4	118	1.8
Tercer cuartil	126.2	127.3	5.5
Rango intercuartiles	9.8	9.3	3.7
Skewness (asimetría)	-0.042858	-0.330059	0.908415
Indice de skewness	-0.265927	-2.04353	5.59985
Kurtosis	0.822231	1.67236	0.758915
Indice de Kurtosis	2.5509	5.17712	2.33913

OTRAS DETERMINACIONES REALIZADAS EN LA RADIOGRAFIAS.

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LOS PUNTOS BASICOS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 408 y 419, en las dos proyecciones, anteroposterior

y lateral respectivamente.

COORDENADAS DEL PUNTO "A"

CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL.

"XA", "YA" coordenadas (x , y) en la radiografía ánteroposterior. "YZA", "ZA" coordenadas (y , z) en la radiografía lateral.

Variable:	XA	YA	YZA	ZA
Sample size	240	240	240	240
Average	63.9875	21.4583	21.75	33.9708
Median	63	21	22	34
Mode	62	21	20	37
Geometric mean	63.6888	21.3271	21.6396	33.3139
Variance	39.1086	5.7472	4.6401	41.9113
Standard deviation	6.2536	2.3973	2.1541	6.4738
Standard error	0.4036	0.1547	0.1390	0.4178
Minimum	46	13	12	16
Maximum	95	36	29	53
Range	49	23	17	37
Lower quartile	60	20	20	30
Upper quartile	68	23	23	38
Interquartile range	8	3	3	8
Skewness	0.5932	0.7050	-0.2450	-0.1414
Standardized skewness	3.7517	4.4588	-1.5497	-0.8946
Kurtosis	2.4341	5.0078	1.4731	-0.0466
Standardized kurtosis	7.6975	15.8361	4.6584	-0.1476

En esta determinación "YA" al ser la distancia al plano tangente a la cabeza femoral, representa también la medida del radio aparente de la cabeza en la proyección ánteroposterior, y "YZA" la misma distancia en la proyección lateral, es el radio aparente de la cabeza femoral en esta proyección; aunque la pequeña diferencia entre las

medias no es significativa estadísticamente, se podría explicar por la ampliación de la imagen radiográfica.

COORDENADAS DEL PUNTO "B"

CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL.

"XB", "YB" coordenadas (x , y) en la radiografía ánteroposterior. "YZB", "ZB" coordenadas (y , z) en la radiografía lateral.

Variable:	XB	YB	YZB	ZB
Sample size	240	240	239	239
Average	24.6792	50.9917	64.1213	22.1757
Median	25	51	64	22
Mode	26	51	67	25
Geometric mean	24.4398	50.6741	62.141	21.6971
Variance	12.0682	32.1255	222.788	27.6917
Standard deviation	3.4739	5.6679	14.9261	5.2622
Standard error	0.2242	0.3658	0.9654	0.3403
Minimum	16	37	9	12
Maximum	44	65	120	65
Range	28	28	111	53
Lower quartile	22	47	56	19
Upper quartile	27	55	72	25
Interquartile range	5	8	16	6
Skewness	0.6244	3.1502	0.3194	3.7719
Standardized skewness	3.9495	0.0199	2.0161	23.8064
Kurtosis	3.1131	-0.5032	2.4969	28.2182
Standardized kurtosis	9.8447	-1.5913	7.8796	89.0475

Este punto "B" al ser definido por dos ejes que se trazan a partir de los otros puntos, presenta resultados mas dispersos en lo que se refiere sobre todo a "YZB".

COORDENADAS DEL PUNTO "C"

CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL.

"XC", "YC" coordenadas (x , y) en la radiografía ánteroposterior. "YZC", "ZC" coordenadas (y , z) en la radiografía lateral.

Variable:	XC	YC	YZC	ZC
Sample size	240	240	240	240
Average	25.9	107.092	106.504	28.6417
Median	26	107	106	28.5
Mode	28	112	112	31
Geometric mean	25.6871	106.878	106.274	28.3879
Variance	10.6678	46.1589	49.3807	15.3271
Standard deviation	3.2661	6.7940	7.0271	3.9149
Standard error	0.2108	0.4385	0.4536	0.2527
Minimum	17	90	87	19
Maximum	33	133	127	54
Range	16	43	40	35
Lower quartile	24	102	102	26
Upper quartile	28	112	112	31
Interquartile range	4	10	10	5
Skewness	-0.2255	0.2541	0.1361	1.1040
Standardized skewness	-1.4267	1.6072	0.8609	6.9823
Kurtosis	-0.3380	0.3834	-0.1495	6.1476
Standardized kurtosis	-1.0691	1.2125	-0.4730	19.4405

COORDENADAS DEL PUNTO "D"

CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL.

"XD", "YD" coordenadas (x , y) en la radiografía ánteroposterior. "YZD", "ZD" coordenadas (y , z) en la radiografía lateral.

Variable:	XD	YD	YZD	ZD
Sample size	240	240	240	240
Average	28.1375	213.779	212.817	39.7708
Median	28	214	212	40
Mode	31	225	225	41

Geometric mean	27.7884	213.297	212.274	39.5157
Variance	19.1567	197.127	223.406	19.5414
Standard deviation	4.3768	14.0402	14.9468	4.4205
Standard error	0.2825	0.9062	0.9648	0.2853
Minimum	16	132	132	23
Maximum	42	255	255	50
Range	26	123	123	27
Lower quartile	25	205	203	37
Upper quartile	31	224	223	43
Interquartile range	6	19	20	6
Skewness	0.0243	-0.7513	-0.4716	-0.3178
Standardized skewness	0.1539	-4.7519	-2.9832	-2.0101
Kurtosis	0.0799	3.9678	2.9664	0.1988
Standardized kurtosis	0.2528	12.5474	9.3808	0.6287

MEDIDAS DEL EFECTO VOSS.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 408. "VOSS" efecto Voss.

Variable:	VOSS
Sample size	240
Average	1.32083
Median	2
Mode	3
Geometric mean	
Variance	45.1393
Standard deviation	6.71858
Standard error	0.433682
Minimum	-50
Maximum	20
Range	70
Lower quartile	-2
Upper quartile	5
Interquartile range	7
Skewness	-1.95691
Standardized skewness	-12.3766
Kurtosis	14.1862
Standardized kurtosis	44.8608

La diferencia respecto de las determinaciones anatómi-

cas es significativa, existe una diferencia entre medias de tres milímetros, lo que las hace cambiar de signo. Estimamos que las determinaciones radiográficas son mas fiables en su ejecución, si bien están afectadas por las deformaciones de la imagen radiográfica.

LONGITUD RADIOLOGICA Y ANATOMICA
EN LAS RADIOGRAFIAS ANTEROPOSTERIORES.

La longitud radiológica está representada por las siglas "LR_AP", siendo "L_AP" la longitud anatómica máxima

Variable:	L_AP	LR_AP
Tamaño muestra	238	238
Media	41.9643	42.8546
Mediana	42	42.75
Moda	43	45
Media geométrica	41.8882	42.774
Varianza	6.39778	6.92485
Desviación típica	2.52938	2.63151
Error estándar	0.164999	0.170576
Mínimo	35.7	36
Máximo	50	51.5
Rango	14.3	15.5
Primer cuartil	40	40.9
Tercer cuartil	43.8	44.8
Rango intercuartiles	3.8	3.9
Sesgo	0.0601239	0.0604058
Índice de sesgo	0.376275	0.380444
Kurtosis	-0.230874	-0.18828
Índice de Kurtosis	-0.722442	-0.592909

Las diferencias entre ambas determinaciones son significativas, aunque la diferencia de medias es mínima, de solo 0.89, y se explica por la ampliación de la imagen

radiográfica.

RADIO DE LA CABEZA FEMORAL MEDIDO EN LAS RADIOGRAFIAS

Se ha determinado al medir las coordenadas del centro de la cabeza femoral. "RAD_CA" radio de la cabeza femoral.

Variable:	RAD_CA
Tamaño muestra	238
Media	2.14664
Mediana	2.1
Moda	2.1
Media geométrica	2.13325
Varianza	0.0590393
Desviación típica	0.24298
Error estándar	0.015750
Mínimo	1.3
Máximo	3.6
Rango	2.3
Primer cuartil	2
Tercer cuartil	2.3
Rango intercuartiles	0.3
Sesgo	0.792312
Indice de sesgo	4.9901
Kurtosis	5.00026
Indice de Kurtosis	15.7462

LONGITUD DEL CUELLO FEMORAL.

Se ha establecido mediante cálculo. "L_CUE" longitud del cuello femoral.

Variable:	L_CUE
Tamaño muestra	235
Media	4.9166
Mediana	4.7
Moda	4.7
Media geométrica	4.84511

Varianza	0.854467
Desviación típica	0.924374
Error estándar	0.0602995
Mínimo	3.3
Máximo	11.1
Rango	7.8
Primer cuartil	4.4
Tercer cuartil	5.3
Rango intercuartiles	0.9
Sesgo	2.47425
Indice de sesgo	15.4847
Kurtosis	11.0805
Indice de Kurtosis	34.6726

8 DISCUSION

ELECCION DE LOS METODOS DE MEDIDA.

Cuando nos planteamos los métodos de medida posibles, se ofrecían distintas posibilidades que tenían que servir a exigencias diferentes: de un lado el repetir métodos de medida ya utilizados permite la comparación de los datos obtenidos en otros estudios, de otro los parámetros elegidos debían servir a nuestros objetivos para tratar de definir las relaciones espaciales de la articulación coxofemoral, y, por último, los métodos utilizados deben ser tan fáciles que permitan a cualquier observador repetir las medidas de cualquier espécimen siguiendo la sistemática propuesta y obtener los mismos resultados, es decir, detallar métodos de los que se destierre la apreciación subjetiva haciéndolos los más objetivos posibles.

Estas tres condiciones han sido en muchos casos imposibles de conseguir, obtando en este estudio por cumplir

las dos últimas exigencias que son servir a nuestros objetivos de determinación espacial y estar libres de apreciaciones subjetivas aun cuando se trate de métodos no utilizados por otros autores con anterioridad.

Una vez cumplidas las exigencias previas se plantea la pregunta de la significación que tienen los distintos parámetros elegidos para medir; el tratamiento estadístico de los datos permite establecer correlaciones simples entre los mismos, pero evidentemente, estas correlaciones por sí mismas no indican más que un hecho: que estamos midiendo piezas óseas similares, conclusión que está al alcance del observador más lego, que difícilmente dejará de reconocer un fémur o un coxal una vez que se le ha mostrado el primero.

¿Qué estamos buscando?. Decir que las distintas piezas óseas son similares es obvio, lo que nos interesa es establecer que relaciones dentro de un mismo coxal o fémur son significativas respecto de su estructura y función, y qué otras dimensiones de las piezas oseas que integran la articulación coxofemoral están relacionadas, de forma que determinado parámetro del fémur sólo encuentre su correspondencia en el coxal que le es propio, y poder entender mejor las variaciones de la articulación misma.

8-1-1 PARAMETROS ANGULARES DEL FEMUR.

Antes de pasar al análisis de nuestros datos queremos hacer una consideración inicial para entender la realidad de la conformación femoral. El fémur es un hueso con incurvaciones en los tres planos del espacio, en realidad cuando describimos distintos ángulos estamos describiendo esa incurvación, el mismo ángulo, desde perspectivas diferentes, así el ángulo cérvico diafisario y el de anteversión no son mas que uno solo proyectado sobre planos ortogonales; no olvidamos que esos ángulos se describen separadamente por que dan idea de la conformación femoral durante el periodo embriológico, pero una vez terminado el crecimiento y si queremos entender la función mecánica del fémur, estimamos debe hacerse abstracción del proceso de conformación, inducido genética y mecánicamente en el claustro materno, donde los factores mecánicos son muy distintos de los que actuarán durante la vida del individuo, y contemplar la realidad anatómica que se nos ofrece.

situar exactamente clínica o radiográficamente. También se ha tomado como referencia el eje mecánico de la rodilla, una línea paralela al eje bicondíleo que pasa por la inserción femoral del ligamento cruzado posterior, Yoshioka (1987), con el mismo inconveniente que el anterior. Consideramos que los puntos de apoyo de la superficie posterior de los cóndilos femorales, al colocar el fémur sobre un plano horizontal, quedan claramente definidos, por lo que el plano de referencia elegido, clínicamente materializado por su perpendicular, la pierna con la rodilla a 90° de flexión, nos parece el más idóneo. Este mismo plano ya ha sido utilizado por numerosos autores: Durhan (1915), Lange y Pitzen (1921), Kingsley (1948), Dunlap (1953), Patterson y Stanove (1959), Lamare (1968) y Reikeras (1982). Y es en la actualidad el que sistemáticamente se utiliza con las modernas técnicas de densitometría y resonancia magnética. Norman (1987).

Nuestros resultados en la determinación de este ángulo son los que siguen: Angulo de anteversión medido directamente en las piezas óseas:

Variable:	AANT
-----	-----
Tamaño muestra	130
Media	10.8308
Mediana	10
Moda	7
Varianza	75.9866
Desviación típica	8.71703
Error estándar	0.764534
Mínimo	-8
Máximo	44

Rango	52
Primer cuartil	6
Tercer cuartil	16
Rango intercuartiles	10
Skewness (asimetría)	0.62194
Indice de asimetría	2.89497
Kurtosis	1.24914
Indice de kurtosis	2.90721

Angulos de anteversion radiograficos caculados:

	Ante_1	Ante_2
Media	9.10734	11.4523
Desviación típica	9.00472	11.2337
Error estándar	0.609877	0.760842
Mínimo	-13.1	-15.4
Máximo	29.1	38.6
Rango	62.2	74
Primer cuartil	3.7	4.9
Tercer cuartil	15.7	19.1
Rango intercuartiles	12	14.2

Las diferencias entre las determinaciones anatómicas y radiográficas no son significativas, siendo los valores absolutos de las medias sensiblemente similares. Las desviaciones típicas son elevadas lo que nos indica la dispersión de los resultados.

En la revisión bibliográfica realizada sobre los valores de este ángulo, en el apartado 1-2-1-1, página 20, hay suficientes datos para estimar que nuestras cifras están dentro de los resultados del resto de los autores consultados. En nuestro medio Casteleiro encuentra, para el ángulo de anteversión clínico, una media de 11.13°, denominando así

al ángulo medido respecto del plano bicondíleo trocantéreo. Rubin y col. (1989) dan para el ángulo de anteversión proyectado una media de 16.9° , con valores extremos de $20,6^{\circ}$ a $6,5^{\circ}$ y una desviación típica de 3.9 .

Analizando la distribución de frecuencias observamos la dispersión de los datos, con valores de la desviación típica altos.

Encontramos correlación de este ángulo con el ángulo real entre los ejes mecánico y diafisario proximal, coeficiente de 0.286 , muestra de 85 , nivel de probabilidad de error menor que 0.008 ; y menos significativa con el ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje de abcisas en visión lateral, coeficiente de 0.18 , para una muestra de 86 , probabilidad de error de 0.08 .

Respecto del ángulo de inclinación la definición del eje cérvico cefálico ya ha sido discutida, pasemos pues a comentar la definición del eje diafisario.

Respecto del eje diafisario haremos las siguientes consideraciones:

Su determinación en la pieza anatómica no plantea dificultades respecto de la referencia proximal, el punto más elevado del trocanter mayor; la referencia distal, centro del macizo condíleo, la podemos situar en el punto medio de las tuberosidades o bien en su proyección a la tangente distal a los cóndilos; nos hemos decidido en nuestro método

por esta última posibilidad, ya que en la práctica nos ha resultado de mas fácil determinación.

La determinación de este eje en los estudios radiográficos de la piezas óseas no plantea ninguna dificultad, en la práctica clínica por el contrario nos vemos obligados a considerar un eje diafisario observando sólo la mitad proximal del fémur, ya que en las radiografías de la cadera rara vez se alcanza a ver mas allá de la misma. Esta circunstancia, como ya comentamos, es la que nos ha llevado a considerar en nuestro estudio el eje diafisario proximal, y establecer sus relaciones con el eje diafisario ideal.

Nuestros resultados de medidas anatómicas son:

Variable:	EDP_C	YY_C	EM_C	ED_C
Tamaño muestra	130	86	85	85
Media	126.458	135.337	131.924	126.253
Mediana	127	134.25	131.5	126
Moda	129	134	130	127
Media geométrica	126.319	135.162	131.779	126.091
Varianza	35.6474	48.5438	38.9375	41.8192
Desviación típica	5.97055	6.96734	6.23999	6.46678
Error estándar	0.52365	0.75130	0.67682	0.70142
Mínimo	113	121	119	112
Máximo	145	152	148	143
Rango	32	31	29	31
Primer cuartil	122	130.5	127.5	122
Tercer cuartil	130	139	135.5	130
Rango intercuartiles	8	8.5	8	8
Skewness (asimetría)	0.39180	0.35047	0.45718	0.40266
Indice de asimetría	1.82376	1.32686	1.72076	1.51557
Kurtosis	0.66260	-0.17091	0.12470	-0.04024
Indice de kurtosis	1.54213	-0.32354	0.23468	-0.07573

Siendo EDP_C el ángulo cévico diafisario proximal,

ED_C el ángulo cérvico diafisario, EM_C el ángulo entre el eje mecánico y el eje cérvico cefálico en visión ántero posterior y por último "YY_C" el ángulo entre el eje cervicocefálico y el eje de abscisas que representa la vertical.

Respecto a las medidas radiográficas observamos como se mantienen los resultados. Las diferencias entre los resultados de medidas anatómicas y radiográficas no son significativos.

"C_DPR" es el ángulo cérvico diafisario proximal, "C_DR" es el ángulo cérvico diafisario y "C_MR" es el ángulo entre el eje mecánico y el eje cérvico cefálico, medidos en las radiografías ánteroposteriores.

Variable:	C_DPR	C_DR	C_MR
Tamaño muestra	240	240	240
Media	125.619	125.27	131.322
Mediana	126	125	131.25
Moda	127	126	133
Media geométrica	125.46	125.114	131.186
Varianza	40.194	39.3939	35.8347
Desviación típica	6.33987	6.27646	5.98621
Error estándar	0.409237	0.405144	0.386408
Mínimo	109	108	115
Máximo	151	150	155
Rango	42	42	40
Primer cuartil	121	121.25	127
Tercer cuartil	130	129	135
Rango intercuartiles	9	7.75	8
Sesgo	0.300058	0.243813	0.181248
Indice de sesgo	1.89774	1.54201	1.14631
Kurtosis	0.89977	1.01227	0.997037
Indice de Kurtosis	2.84532	3.20107	3.15291

las diferencias entre ambos ángulos cérvico diafisarios, en

esta proyección anteroposterior, de muy escasa cuantía, no son significativas. Este hecho nos indica que podemos tener en cuenta el que llamamos eje cérvico diafisario proximal al valorar mecánicamente la articulación y por consiguiente en el diseño de endoprótesis femorales, ya que es en esa diáfisis proximal donde se alojan los tallos del componente femoral de las mismas.

Las diferencias absolutas de orientación entre estos ejes quedan de manifiesto al estudiar este ángulo en sus dos proyecciones.

El ángulo entre ambos ejes diafisarios, "EDDP", en visión anteroposterior, lo hemos analizado estadísticamente con los resultados que siguen:

EDDP	
Media	0.604651
Desviación típica	2.12148
Error estándar	0.228765
Mínimo	-7
Máximo	6
Rango	13
Primer cuartil	-1
Tercer cuartil	2
Rango intercuartiles	3

En visión lateral las diferencias entre ambos ángulos son claramente apreciables. "D_DPLR" ángulo entre ambos ejes diafisarios en visión lateral.

Variable:	D_DPLR
-----------	--------

Tamaño muestra	240
Media	6.57292
Mediana	7
Moda	8
Media geométrica	
Varianza	17.4413
Desviación típica	4.17628
Error estándar	0.269578
Mínimo	-15
Máximo	15
Rango	30
Primer cuartil	5
Tercer cuartil	9
Rango intercuartiles	4
Skewness (asimetría)	-2.27907
Índice de asimetría	-14.4141
Kurtosis	8.04025
Índice de kurtosis	25.4255

Backman (1957) midió este ángulo entre el eje ideal diafisario y el eje de la diáfisis proximal encontrando valores similares, media de 8 grados hacia abajo y adelante. La correlación encontrada entre este ángulo en visión lateral y el de anteversión, si bien de escasa significación, estimamos puede interpretarse como la compensación que supone la anteversión respecto de la incurvación diafisaria para mantener las relaciones mecánicas entre la cabeza femoral y la mitad distal del fémur. En relación además con la flecha, coeficiente 0.1992, muestra de 85, probabilidad de error de 0.06.

El ángulo entre el eje mecánico y el eje cervico cefálico nos ilustra sobre la forma en que el cuello del fémur alcanza al acetábulo. Como en el caso de los ángulos cervice

diafisarios los resultados de las determinaciones radiográficas y anatómicas son similares, no siendo las diferencias significativas.

Nuestros resultados respecto de los valores del ángulo cérico diafisario femoral no difieren en general con los publicados en los diferentes trabajos revisados, apartado 1-2-1-1, página 26. Parson (1914) en el análisis de sus datos sobre el ángulo cérico diafisario, encuentra un valor medio de 126° , con valores extremos entre 112 y 140° . Getz (1955) en huesos procedentes de lapones encuentra un valor medio 128 a 129° , con valores extremos de 118 - 140° . Reikeras (1982) encuentra una media de 127° . Casteleiro da un valor medio de 130.7° . Merckx y colaboradores (1982) encuentran los siguientes resultados en radiografía antero posterior y en la radiografía lateral para este ángulo 123.20 ± 5.41 y 25.26 ± 7.25 .

Respecto de los resultados de nuestras medidas del ángulo de divergencia coinciden con los revisados de la bibliografía, Fick (1911) que lo denomina ángulo del eje mecánico respecto del eje anatómico, da un valor de 6° . Para Müller (1956) el ángulo que forma el eje mecánico con el eje diafisario es de 6 grados. En nuestro medio realiza determinaciones Casteleiro (1988) y encuentra una media de 7.1° , superior a la nuestra, si bien su muestra era de escasa cuantía.

Variable:	EM_ED
Tamaño muestra	129
Media	6.04264
Mediana	6
Moda	6
Media geométrica	5.89987
Varianza	1.49621
Desviación típica	1.2232
Error estándar	0.10769
Mínimo	2
Máximo	9
Rango	7
Primer cuartil	5
Tercer cuartil	7
Rango intercuartile	2
Skewness (asimetría)	-0.49378
Índice de asimetría	-2.28958
Kurtosis	0.54918
Índice de Kurtosis	1.27324

Para el ángulo de oblicuidad de la diáfisis, entre la vertical y el eje diafisario, encontramos estos resultados en las radiografías.

"DP_VE" es el ángulo entre la vertical y el eje diafisario proximal, "M_VE" es el ángulo entre el eje mecánico y la vertical. "D_VE" es el ángulo entre el eje diafisario y la vertical.

Variable:	DP_VE	M_VE	D_VE
Tamaño muestra	240	240	240
Media	8.39583	3.06042	8.75833
Mediana	9	3	9
Moda	8	5	7
Media geométrica			
Varianza	11.7422	7.67311	11.3514
Desviación típica	3.4267	2.77004	3.36918
Error estándar	0.221192	0.178805	0.21748

Mínimo	-3	-7	-2
Máximo	18	14	19
Rango	21	21	21
Primer cuartil	7	1.25	7
Tercer cuartil	10	5	11
Rango intercuartiles	3	3.75	4
Sesgo	-0.429609	-0.456533	-0.0151637
Indice de sesgo	-2.71709	-2.88737	-0.0959039
Kurtosis	1.02271	2.003	0.648267
Indice de Kurtosis	3.23409	6.33405	2.05

No existe diferencias significativas entre las medidas anatómicas y las realizadas en las radiografías.

Para el ángulo de oblicuidad de la diáfisis, referido a la perpendicular a la tangente distal a los cóndilos femorales, "D_VE", encontramos un valor medio de 8.75°, con una distribución que como en el caso del ángulo de divergencia no sugiere diferenciación sexual a pesar de lo que opinan autores tan clásicos como Testut (1932), que da un ángulo de 8 ó 9 grados, y añade que la oblicuidad del fémur es siempre más acentuada en la mujer que en el hombre, y esto depende de la conformación de su pelvis - y por lo tanto de la separación de las dos cavidades cotiloideas - que es más ancha en el sexo femenino. Nuestros resultados no difieren básicamente de los de Fick (1911) que indica como el ángulo entre el eje mecánico y la línea base de la rodilla, tangente distal a los cóndilos femorales, vale 87°, por lo que el ángulo entre la vertical a la tangente distal y el eje diafisario es de 9°. Parsons (1914) nos da medias entre 9 y 11 grados

y no encuentra relación con la longitud del cuello ni de la diáfisis. Pick, Stack y Anson (1941) encuentran una media para el ángulo de oblicuidad de 9.56° ; con valores entre 3° y 15° . Casteleiro nos da un valor medio de 8.36° .

Los valores de los ángulos de los diferentes ejes femorales respecto del eje "Y_Y'", que coincide con la vertical en el sistema de referencia de las medidas anatómicas, son los que siguen:

"EDPY" ángulo con el eje diafisario proximal; "YY_C" ángulo con el eje cérvico cefálico y "EDY" ángulo con el eje diafisario. El eje "Y_Y'" como se vió en la sistemática se considera la vertical, perpendicular al plano de apoyo tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	EDY	EMY	EDPY	YY_C
Tamaño muestra	129	129	86	86
Media	9.14341	3.24031	8.38953	135.337
Mediana	9	3.5	8.75	134.25
Moda	9	4	8	134
Media geométrica			7.62599	135.162
Varianza	5.91873	4.31289	9.33765	48.5438
Desviación típica	2.43284	2.07675	3.05576	6.96734
Error estándar	0.2142	0.18284	0.32951	0.75130
Mínimo	-1	-1	1.5	121
Máximo	15	9	14	152
Rango	16	10	12.5	31
Primer cuartil	8	1.5	6.5	130.5
Tercer cuartil	11	5	10	139
Rango intercuartiles	3	3.5	3.5	8.5
Skewness (asimetría)	-0.9436	0.10983	-0.32967	0.35047
Indice de asimetría	-4.37529	0.50928	-1.24812	1.32686
Kurtosis	2.57343	-0.53629	-0.21335	-0.17091
Indice de Kurtosis	5.96625	-1.24334	-0.40387	-0.32354

Se trata de ángulos calculados. En estos resultados se confirma la gran concentración de los resultados coincidiendo las medias, medianas y modas de los ángulos entre los ejes diafisarios y el eje de abscisas, con desviaciones típicas de pocos grados y con escaso rango intercuartiles.

La situación relativa de los diferentes ejes respecto del eje "Y", nos permitirá valorar mejor las relaciones entre los propios ejes.

En visión lateral si relacionamos los ángulos de los diferentes ejes femorales respecto del eje "Z_Z'" del sistema de referencia podemos observar la distribución de los resultados referidos a los ángulos de los ejes diafisarios y mecánico, frente a la menos uniforme distribución de los referidos al ángulo del eje cérico cefálico medido en las radiografías respecto del eje "Z_Z'".

"C" eje cérico cefálico. "M" eje mecánico. "DP" eje diafisario proximal. "D" eje diafisario.

Variable:	C_Z	M_Z	DP_Z	D_Z
Tamaño muestra	238	238	238	237
Media	107.5	90.7454	81.3546	87.9025
Mediana	108	90.8	81	88
Moda	110	90	80	88
Media geométrica	106.862	90.7251	81.238	87.8833
Varianza	134.773	3.93759	20.8064	3.34635
Desviación típica	11.6092	1.98434	4.5614	1.8293
Error estándar	0.75251	0.12862	0.29567	0.11882
Mínimo	77	82.5	73.5	79
Máximo	143	111	103	97.1
Rango	66	28.5	29.5	18.1
Primer cuartil	100	90	79	87

Tercer cuartil	116	91	82	88
Rango intercuartiles	16	1	3	1
Skewness (asimetría)	-0.11432	4.94829	2.66883	-0.71816
Indice de asimetría	-0.72000	31.1651	16.8087	-4.5136
Kurtosis	-0.17709	48.8527	9.13688	10.2815
Indice de kurtosis	-0.55766	153.841	28.7727	32.3091

La comparación de los ángulos de los distintos ejes respecto a la referencia común del eje "Z_Z'" en proyección lateral nos pone de manifiesto como el eje mecánico es casi costantemente paralelo al eje "Y_Y'" y por lo tanto próximo o coincidente con la vertical, esta circunstancia nos hace pensar que el plano de apoyo bicondíleo trocantéreo, elegido como base del sistema de referencia, además de un plano de fácil determinación y de apoyo estable, es también funcionalmente significativo.

Para referir estos ángulos respecto del eje "Y_Y'" basta con restar 90° a los datos anteriores, dados respecto de su normal "Z_Z'".

La gran asimetría de los resultados de los ángulos del eje mecánico y el eje diafisario proximal respecto del eje "Z_Z'", índice de skewnees muy elevado, junto con Kurtosis llamativamente alto y un rango intercuartiles mínimo, todo unido a una desviación típica también mínima, nos permite indicar que parecen existir ángulos críticos que rara vez se sobrepasan normalmente, como si hubiese unos valores límite que la adecuación funcional del fémur no puede tras-

gredir; nos permitimos llamar la atención sobre la posibilidad de estar ante unos parámetros que, durante la sustitución total de la cadera, pueden quedar alterados y ocasionar trastornos importantes hasta que la capacidad de readaptación del hueso los compense, con la posibilidad de que si esos ángulos límite son superados se sobrepase dicha capacidad de readaptación mecánica malogrando los resultados de la intervención. Esta circunstancia estimamos debe ser tomada en cuenta en los reemplazos articulares de la cadera, ya que podríamos deducir que pequeños errores de implantación que modifiquen los ejes de carga habituales pueden causar gran trastorno funcional y exigir una remodelación ósea compensadora, tal vez responsable de los dolores postoperatorios en el muslo, tan mal conocidos.

El valor del ángulo entre el eje cervico cefalico y el eje "Y_Y'" en visión lateral, junto con el valor del ángulo de inclinación en proyección anteroposterior nos permite definir el ángulo de anteversión, y valorar las diferencias de esta determinación que se realiza en clínica con el valor real de este ángulo, Dunlap (1953), Ryder (1953), Magilligan (1956), como ya quedó dicho en la revisión realizada en el apartado 1-2-2-2 de la introducción.

El ángulo entre el eje diafisario y el eje "Y_Y'", eje que representa la vertical, o cuando menos la vertical funcional respecto de los cóndilos, nos ilustra sobre la direc-

ción del fuste diafisario en el plano sagital respecto de la vertical funcional.

El ángulo entre el eje diafisario proximal y el eje "Y_Y'" nos informa sobre la relación del cuarto proximal diafisario respecto del sistema de referencia en esta visión lateral.

Estos valores comparados con los del mismo ángulo referido al eje diafisario nos permitirán valorar mejor las diferencias que nos han inclinado a estudiar separadamente estos dos ejes diafisario proximal y diafisario.

El ángulo entre el eje mecanico y el eje "Y_Y'" consideramos que da validez al sistema de referencia elegido.

ANGULOS REALES DEL EJE CERVICO CEFALICO CON LOS EJES DIAFISARIOS Y MECANICO.

Mediante los programas de cálculo, descritos en el apartado 6-4, hemos podido conocer los valores de los ángulos reales entre el eje cérvico cefálico y los ejes mecánico y diafisario proximal, que comentamos a continuación.

Angulo céfalo cérvico diafisario proximal real: Es el definido por los ejes cérvico cefálico y diafisario proximal en el espacio, nos interesa su valor absoluto, no el valor de sus proyecciones sobre los diferentes planos. Su magnitud se calcula a partir de los datos obtenidos de las medidas del mismo ángulo proyectado sobre los planos frontal

y sagital.

Estimamos que este dato tiene un interés práctico ya que permitirá la apreciación adecuada de los esfuerzos que a este nivel calculan los estudiosos de la biomecánica, y de cuyas conclusiones se derivan decisiones sobre diseño dimensional y formal de las prótesis de cadera.

El ángulo entre el eje cérico cefálico y el eje mecánico, nos permite conocer la forma en que el cuello alcanza el plano trasversal anatómico a nivel de la articulación coxofemoral.

Variable:	EM_C	EM_DP	C_DP
Tamaño muestra	86	86	86
Media	48.3256	8.78256	52.7372
Mediana	49	8.75	53.1
Moda	49	7.1	60.2
Media geométrica	47.9159	8.49034	52.3584
Varianza	37.7142	4.46028	37.565
Desviación típica	6.14119	2.11194	6.12903
Error estándar	0.662221	0.227736	0.66091
Mínimo	33	2.2	35.6
Máximo	61	13.3	62.9
Rango	28	11.1	27.3
Primer cuartil	44.9	7.4	49.6
Tercer cuartil	52.5	10.2	57.3
Rango intercuartiles	7.6	2.8	7.7
Skewness (asimetría)	-0.467116	-0.191893	-0.700953
Indice de asimetría	-1.76847	-0.726494	-2.65376
Kurtosis	0.108101	0.357001	0.434042
Indice de kurtosis	0.204631	0.675792	0.821629

Como vemos la media del ángulo real entre el eje mecánico y el eje cérico cefálico es de 48.32°, con unos valores extremos de 33° y 61°. Esto supone que el ángulo con el

no transcurre por dentro del cuello femoral, sino que lo hace por delante del mismo, quedando vacíos de sentido los esquemas que justifican la disposición trabecular del cuello femoral en haces de tracción y compresión, ya que todo el cuello queda sometido a fuerzas de cizallamiento, al estar dirigida la resultante hacia delante y dentro de la dirección real del cuello femoral; incluso en las fracturas consideradas estables la resultante quedaría por delante y dentro del trayecto de la lesión; este aparente contrasentido sólo quedará explicado cuando se definan las fuerzas musculares y tensiones capsulares y ligamentosas, capaces de reconducir la resultante de manera que trascurra por el interior del cuello femoral en todo momento.

El ángulo de divergencia real permite apreciar la posición relativa del macizo trocantéreo respecto de la articulación y junto con la longitud del fémur medida hasta el extremo del trocánter mayor, parámetro LTM, sobre la situación del macizo condíleo.

Respecto de el ángulo cérvico diafisario real con valores medios de 127° , podemos compararlos con las determinaciones del ángulo cérvico diafisario realizadas por Casteleiro con " el ángulo de anteversión corregido ", que da un valor medio de 127.06° . Merckx y col. (1982) dan una media del ángulo cérvico diafisario de $123,20^{\circ}$. Rubin (1989) nos da una media de $124,3^{\circ}$ con valores extremos de $129,6/118,1$.

8-1-2 PARAMETROS LINEALES DEL FEMUR.

LONGITUD ANATOMICA.

Respecto de esta magnitud debemos ante todo puntualizar dos aspectos diferente, en primer lugar el tamaño de la muestra es mayor que el de otras determinaciones ya que esta medida se pudo realizar en fémures que posteriormente se desecharon, fundamentalmente por deterioro en los epicóndilos medial o lateral y de los trocánteres; en segundo lugar nuestros resultados no están separados por sexos.

Tamaño muestra	315
Media	418.973
Desviación típica	25.1768
Mínimo	354
Máximo	499
Rango	145

De cualquier forma la media de esta magnitud no difiere de las diferentes publicadas, Manouvrier (1893) da valores para fémures masculinos entre 392 y 519 y para los femeninos entre 363 y 478; Holtby (1917) da una media para la

longitud anatómica de 411 a 414 en la mujer y de 450 a 457 en el hombre, claramente superiores a nuestros resultados, que sin embargo son casi idénticos a los obtenidos en nuestro medio por Casteleiro (1988) que encuentra una longitud anatómica, que denomina longitud bicondílea, de 417.03, si bien su muestra era escasa.

LONGITUD MAXIMA O CONDILO CEFALICA.

Como en el caso anterior la muestra es mas amplia que en las demás determinaciones.

Tamaño muestra	298
Media	422.023
Desviación típica	26.0148
Mínimo	330
Máximo	500
Rango	170

Holtby (1917) da una media para la longitud máxima de 414 a 416 mm en la mujer y de 453 a 470 mm en el hombre; Trotter y Gleser (1952) encuentran valores para los fémures masculinos de 381 a 547 mm, y para los femeninos de 348 a 526 mm; ambos estudios con valores superiores a los encontrados en nuestro estudio, que como en el caso anterior si son similares a los hallados por Casteleiro (1988) que encuentra una longitud máxima, que denomina cóndilo cefálica, de 419 a 467 mm.

DIAMETROS SUBTROCANTEREOS.

"DISAP" es el diámetro medido en sentido ánteroposterior y "DISLA" el medido en sentido trasversal.

Variable:	DISAP	DISLA
Media	27.143	31.0445
Mediana	27	31.5
Moda	28	32
Media geométrica	27.01	30.8661
Varianza	7.32546	11.0869
Desviación típica	2.70656	3.3297
Error estándar	0.239228	0.294307
Mínimo	21	22
Máximo	35	40
Rango	14	18
Primer cuartil	25	29
Tercer cuartil	29	33
Rango intercuartiles	4	4

Casteleiro (1988) da como media del diámetro subtrocantérico trasversal 28,10; y 31,9 para el diámetro ántero posterior; cifras inversas a las obtenidas en nuestro estudio.

DIAMETROS DIAFISARIOS.

"DIDAP" es el medido en sentido ánteroposterior y "DIDLA" el medido en sentido trasversal.

Variable:	DIDAP	DIDLA
Media	27.3164	26.868
Mediana	27	27
Moda	27	28
Media geométrica	27.1923	26.7381
Varianza	6.88453	7.1329
Desviación típica	2.62384	2.67075
Error estándar	0.231917	0.236063
Mínimo	21	20
Máximo	34	37
Rango	13	17
Primer cuartil	25	25
Tercer cuartil	29	28.45

Rango intercuartiles 4 3.45

Holtby (1917) da una media para el diámetro trasverso máximo diafisario de 24.5 a 25.1 en la mujer y de 27.5 a 28 en el hombre; Casteleiro (1988) da medias del diámetro del fémur en su tercio medio, el transversal 26.9, y el ántero posterior 26.67, nuestros resultados son similares.

ANCHURA MAXIMA DE LA EPIFISIS DISTAL

O DISTANCIA INTER EPICONDILEA MAXIMA.

Nuestros resultados no difieren de los publicados por Casteleiro (1988). "CONDI", anchura entre epicóndilos.

Variable:	CONDI
Tamaño muestra	122
Media	75.7779
Mediana	76.25
Moda	75
Media geométrica	75.5205
Varianza	38.4755
Desviación típica	6.20286
Error estándar	0.56158
Mínimo	61
Máximo	89
Rango	28

DIAMETRO DE LA CABEZA FEMORAL.

Este parámetro tiene interés para el diseño dimensional de las artroplastias parciales de la cadera, en las que es preciso disponer de los tamaños adecuados a nuestra población. "DCAB", diámetro de la cabeza femoral.

Variable:	DCAB
Tamaño muestra	316
Media	42.6921
Mediana	42.75
Moda	40
Media geométrica	42.5473
Varianza	12.3951
Desviación típica	3.52067
Error estandar	0.198053
Mínimo	32
Máximo	55.5
Rango	23.5

Holtby (1917) da una media para el diámetro de la cabeza de 41.5 a 42 en la mujer y de 48 a 49.5 en el hombre, superior en conjunto a la obtenida en nuestro estudio; Castelleiro (1988) da una media del diámetro de la cabeza femoral en el plano frontal de 43.05, ligeramente superior a la nuestra; Merckx (1982) en estudio radiográfico encuentra una media de 44,21; Rubin y col. (1989) dan los siguientes datos para el diámetro de la cabeza: media 45.6, valores extremos de 51.9/41,5 y desviación típica de 3,7.

FLECHA MAXIMA.

En la determinación de este parámetro diferimos de la sistemática habitual, como la descrita por Walenski (1965), ya que para nuestro interés, definir mecánicamente la situación de la diáfisis, estimamos mas útil el conocer la distancia máxima del borde posterior del fémur al plano de referencia, que la referida a la cara anterior, ya que la

pilastra femoral de los clásicos es indudablemente una estructura que soporta esfuerzos de compresión, y su situación podría estar relacionada con la de otras estructuras.

"FLECH", flecha máxima.

Variable:	FLECH
Tamaño muestra	128
Media	26.7664
Mediana	27
Moda	26
Media geométrica	26.535
Varianza	12.5569
Desviación típica	3.54357
Error estándar	0.31321
Mínimo	19
Máximo	43
Rango	24

Holtby (1917) da una media para la flecha de 56 en la mujer y de 58 a 60 en el hombre. Nuestros resultados no son comparables por lo arriba expuesto.

DETERMINACION DE INDICES FEMORALES.

A partir de los resultados de los diámetros femorales ya comentados se han determinado dos índices femorales: el índice Mérico y el Pilástrico, cuyos resultados comentamos a continuación.

INDICE DE PLATIMERIA O INDICE MERICO.

Nuestros resultados difieren de los publicados, hemos obtenido la siguiente distribución de este índice:

Fémures	Porcentaje
---------	------------

HIPERPLATIMERIA (X - 75)	12	9.23%.
PLATIMERIA (75 - 84.9)	53	40.76%
EURIMERIA (85 - 99.9)	49	37.69%
ESTENOMERIA (100 - X)	16	12.30%

Casteleiro (1988) da para el índice de "platimetría" un valor medio de 114,85. Holtby (1917) da una media para el índice mérico de 80.8 a 81.6 en la mujer y de 82.5 a 85.2 en el hombre. Su sumario estadístico es el que sigue:

Variable:	MERICO.MERI
Tamaño muestra	130
Media	88.2577
Mediana	85.15
Moda	84.8
Media geométrica	87.4576
Varianza	160.502
Desviación típica	12.669
Error estándar	1.11114
Mínimo	66.3
Máximo	135
Rango	68.7
Primer cuartil	81.5
Tercer cuartil	91.2
Rango intercuartiles	9.7
Skewness (asimetría)	1.66811
Indice de asimetría	7.76463
Kurtosis	3.3216
Indice de kurtosis	7.73061

INDICE PILASTRICO.

Nuestros resultados son los que siguen:

	Fémures	Porcentaje
Nulo (X - 100)	64	49.23%

Débil	(100 - 109.9)	33	25.28%
Mediano	(110 - 119.9)	27	20.76%
Fuerte	(120 - X)	6	4.61%

Holtby (1917) da una media para el índice pilástrico de 107 a 109.7 en la mujer y de 110.5 a 117.2 en el hombre. Casteleiro (1988) da media para el índice pilástrico de 99,71. Nuestro resumen estadístico es el que sigue:

Variable:	MERICO.PILA
Tamaño muestra	130
Media	102.195
Mediana	102.5
Moda	104
Media geométrica	101.67
Varianza	107.597
Desviación típica	10.3729
Error estándar	0.909765
Mínimo	74.3
Máximo	133
Rango	58.7
Primer cuartil	96
Tercer cuartil	110
Rango intercuartiles	14
Skewness (asimetría)	0.103194
Indice de asimetría	0.48034
Kurtosis	-0.158405
Indice de kurtosis	-0.368667

8-1-3 OTROS PARAMETROS DEL FEMUR.

Respecto de la situación espacial de la cabeza femoral hemos considerado de forma arbitraria, por su más fácil objetivación, el sistema de referencia que nos proporciona el plano del apoyo bicondíleo cresta intertrocantérea, y el normal al mismo tangente al epicóndilo lateral y a la cara externa del trocánter mayor.

Para ajustarnos mejor a la realidad mecánica deberíamos considerar la situación del trocánter mayor respecto de un sistema de referencia de dos planos, uno frontal y otro sagital, cuya intersección materializara el eje mecánico del fémur, es decir, la unión del centro de la cabeza del fémur y el centro del macizo condíleo femoral; en este caso sería el trocánter mayor el que modificaría su situación respecto de este sistema por la variación de los parámetros: distancia entre el eje diafisario y el centro de la cabeza femoral, ángulo de anteversión femoral y efecto Voss. Sin embargo este sistema no es posible materializarlo, ya

que transcurre en el espesor del hueso, y como de otra parte ambos sistemas pueden definirse el uno respecto del otro nos decidimos por el primero.

Consideramos por tanto, que es la articulación la que oscila en su situación respecto de las referencias óseas femorales que definen el sistema de referencia, a saber: la cara posterior de los cóndilos, la cara posterior de la cresta intertrocantérea, el epicóndilo lateral y la cara externa del trocánter mayor.

Las siguientes determinaciones nos permiten situar espacialmente la cabeza femoral y conocer sus variaciones.

ALTURA DEL TROCANTER MAYOR

SOBRE EL PLANO TANGENTE DISTAL A LOS CONDILOS FEMORALES.

Esta magnitud está relacionada con el tamaño del hueso, coeficiente de correlación de 0.9026 con la longitud máxima, coeficiente de correlación de 0.9399 con la longitud anatómica; con la distancia entre el centro de la cabeza y el eje diafisario femorales, coeficiente de correlación de 0.368; con el diámetro de la cabeza femoral, coeficiente de correlación 0.6287, para una muestra de 273, lo que supone una probabilidad de error menor de 0.00001 . No teniendo correlación con el efecto Voss, lo que nos indica una clara independencia de este último valor respecto del tamaño global del fémur.

"LTM" altura del trocánter mayor. Tamaño de la muestra 287, Media 400.833 mm, Desviación típica 23.3695.

MEDIDAS PARA LA SITUACION DE LA CABEZA FEMORAL.

La determinación de las distancias que separan la cabeza femoral de los planos del sistema de referencia, nos va a permitir conocer su situación y los parámetros angulares y lineales que influyen en la misma. Así la distancia al plano sagital nos permite calcular la proyección de la cabeza respecto del macizo condíleo, restando simplemente dicho parámetro del diámetro epicondíleo maximo; la distancia respecto del plano de apoyo nos indica como se separa el eje mecánico del sistema de referencia y está relacionada con el ángulo de anteversión, coeficiente de correlación de 0.6219, para una muestra de 82, con probabilidad de error menor que 0.0001; la distancia respecto del plano tangente distal a los cóndilos femorales es un dato mas de la situación de la cabeza femoral, que está naturalmente relacionado con la longitud anatómica: coeficiente de correlación de 0.9068, para una muestra de 82, con probabilidad de error menor que 0.0001; con el diámetro de la cabeza femoral: coeficiente de correlación de 0.4858, para una muestra de 82, con probabilidad de error menor que 0.0001; y los demás parámetros en relación con el tamaño del fémur.

"CAB" centro cabeza femoral. "A" plano bicóndíleo trocanté-

reo. "B" plano "sagital". "C" plano tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	CAB_A	CAB_B	CAB_C
Tamaño muestra	85	126	85
Media	33.5671	60.269	395.506
Mediana	34	61	394
Moda	34	70	405
Media geométrica	32.9285	58.6223	394.771
Varianza	40.726	188.777	588.562
Desviación típica	6.3817	13.7396	24.2603
Error estándar	0.692192	1.22402	2.6314
Mínimo	18.4	31	337
Máximo	48	95	448
Rango	29.6	64	111
Primer cuartil	29.5	51	380
Tercer cuartil	38	70	410
Rango intercuartiles	8.5	19	30
Skewness (asimetría)	-0.133118	0.01978	0.13242
Indice de asimetría	-0.501039	0.090643	0.49841
Kurtosis	-0.108401	-0.268968	-0.208743
Indice de kurtosis	-0.204003	-0.616282	-0.392839

Especial interés tiene la situación relativa de la cabeza femoral respecto de los trocánteres.

MEDIDAS DE LA SITUACION DEL TROCANTER MENOR.

La definición de la situación mediante sus coordenadas respecto del sistema de referencia del trocánter menor, no tan importante como la del centro de la cabeza femoral, tiene también a nuestro juicio interés ya que determina la relación del músculo psoas ilíaco respecto de la articulación. Las diferencias entre las distancias a los planos de referencia entre el centro de la cabeza femoral y el trocán-

ter menor, definen las relaciones exactas entre ellos mismos, permitiéndonos conocer como varían y respecto de que parámetros guardan correlación dichas variaciones.

La diferencia de la distancia respecto del plano tangente distal a los cóndilos femorales del trocánter menor y de la cabeza definen el brazo de palanca máximo con que puede actuar el músculo psoas ilíaco. La misma diferencia respecto del plano sagital nos permite conocer como se relaciona el músculo respecto del centro de giro de la articulación. Finalmente las diferencias de las distancias al plano de apoyo bicondíleo trocantéreo nos permiten conocer el comportamiento del trocánter menor en relación con el ángulo de anteversión, y comprender la acción del músculo psoas ilíaco.

"TME" trocánter menor. "A" plano bicóndíleo trocantéreo.

"B" plano "sagital". "C" plano tangente distal a los cóndilos femorales.

Variable:	Tme_A	Tme_B	Tme_C
Tamaño muestra	85	127	85
Media	13.9647	63.6142	345.706
Mediana	13.5	65	344
Moda	15	65	332
Media geométrica	13.0637	62.3601	345.104
Varianza	26.094	150.652	427.472
Desviación típica	5.10823	12.274	20.6754
Error estándar	0.554065	1.08914	2.24256
Mínimo	4	36	307
Máximo	34	93	394
Rango	30	57	87
Primer cuartil	10	55	332

Tercer cuartil	17	73	357
Rango intercuartiles	7	18	25
Skewness (asimetría)	0.89702	-0.172452	0.474346
Indice de asimetría	3.37626	-0.793405	1.78537
Kurtosis	1.80356	-0.320222	-0.38815
Indice de Kurtosis	3.39418	-0.736627	-0.730472

Sohier (1979) asegura que el músculo psoas ilíaco no tiene acción rotadora, y que la anteversión del cuello al nacer se corrige gracias a la acción de este músculo. Esta consideración debe ser revisada al comprobar los datos de las situaciones relativas de la cabeza y trocánter menor, variable "Psoas", ya que la dispersión de resultados demuestra que en ocasiones, valores negativos de la variable, el trocánter menor se sitúa por dentro del centro de la cabeza femoral respecto del plano sagital lo que supone una evidente posibilidad mecánica de actuar como rotador externo.

Variable:	PSOAS
Tamaño muestra	47
Media	4.3617
Mediana	4
Moda	3
Media geométrica	
Varianza	59.5402
Desviación típica	7.71623
Error estándar	1.12553
Mínimo	-16
Máximo	23
Rango	39
Primer cuartil	0
Tercer cuartil	10
Rango intercuartiles	10
Skewness (asimetría)	-0.142884
Indice de asimetría	-0.399906
Kurtosis	0.52194

Indice de kurtosis 0.730405

No parece imaginable por otra parte, en lo que se refiere a la afirmación de que la acción muscular corrige la anteversión del cuello femoral, que la acción muscular del psoas ilíaco pueda modificar la anteversión femoral sin actuar sobre el trocánter menor, menos voluminoso y además osificándose a partir de un núcleo accesorio separado de la diáfisis solo por el cartílago de crecimiento; si observamos la variable "Acatm", que es la diferencia entre las distancias al plano de apoyo del centro de la cabeza femoral y del trocánter menor, vemos en el sumario estadístico que tiene una desviación típica discretamente elevada, y guarda menor correlación con el ángulo de anteversión que el parámetro "CAB_A"; coeficiente de correlación de 0.2892, probabilidad de error de 0.0073, con una muestra de 85, para "Acatm"; frente al coeficiente de correlación de 0.6294, probabilidad de error de 0.00001, con una muestra de 85, correspondiente a la situación de la cabeza femoral; por lo que podemos deducir que el trocánter menor no sigue al cuello en su anteversión, o lo hace en menor medida.

Variable:	ACATM
Tamaño muestra	85
Media	19.5671
Mediana	20
Moda	26

Media geométrica	17.6148
Varianza	45.6808
Desviación típica	6.75876
Error estándar	0.73309
Mínimo	1
Máximo	35
Rango	34
Primer cuartil	15
Tercer cuartil	25
Rango intercuartiles	10
Skewness (asimetría)	-0.454466
Indice de asimetría	-1.71055
Kurtosis	0.27655
Indice de kurtosis	0.520448

DISTANCIA ENTRE EL CENTRO DE LA CABEZA FEMORAL
Y EL EJE DIAFISARIO.

La importancia de esta determinación es decisiva respecto del conocimiento de las acciones de los músculos que se insertan en el trocánter mayor, así mismo se trata de una dimensión crítica de las prótesis articulares, ya que su reposición insuficiente provocaría un menor brazo de palanca para dichos músculos, con la alteración de la mecánica articular subsiguiente.

"CA" centro de la cabeza. "EJ" eje diafisario.

Variable:	CA_EJ
-----	-----
Tamaño muestra	299
Media	42.2572
Mediana	42
Moda	40
Media geométrica	41.9322
Varianza	27.2453
Desviación típica	5.2197

Error estandar	0.301863
Mínimo	26.9
Máximo	62
Rango	35.1
Primer cuartil	39.3
Tercer cuartil	45.5
Rango intercuartil	6.2
Skewness (asimetría)	0.220655
Sesgo tipificado	1.55767
Kurtosis	1.44579
Kurtosis tipificado	5.1031

La misma distancia entre el eje diafisario proximal y el centro de la cabeza femoral nos muestra que no hay diferencias significativas entre sus medias.

"C" centro de la cabeza femoral. "DP" eje diafisario proximal.

Variable:	C_DP
-----	-----
Tamaño muestra	74
Media	42.0676
Mediana	42
Moda	40
Media geométrica	41.5191
Varianza	44.0433
Desviación típica	6.63651
Error estándar	0.771479
Mínimo	21
Máximo	58
Rango	37
Primer cuartil	38
Tercer cuartil	46
Rango intercuartiles	8
Skewness (asimetría)	-0.1633
Indice de asimetría	-0.573492
Kurtosis	0.469101
Indice de kurtosis	0.823715
-----	-----

Las diferencias entre las determinaciones realizadas a

partir de las medidas anatómicas y radiológicas no son significativas. Coincidimos con lo publicado por Averill (1982) existe correlación entre este parámetro y la longitud del fémur; Rubin y col. (1989) dan los siguientes datos para la distancia del centro de la cabeza al eje diafisario 42,8 mm de media, valores extremos entre 48.5 y 36.9 mm, y desviación típica de 4.5.

Las determinaciones habituales de la longitud del cuello femoral no serian de utilidad para definir este parámetro ya que están modificadas por el ángulo de inclinación femoral respectivo. Los cálculos de la longitud del cuello realizados en las radiografías están asimismo en relación con la longitud anatómica del fémur: coeficiente de correlación de 0.2790, para una muestra de 231, con probabilidad de error menor que 0.00002. Orts Llorca (1979) considera que el eje mayor del cuello femoral, que representa su longitud, mide 35-45 mm, que aproximadamente coincide con nuestros cálculos.

"L_CUE" longitud del cuello femoral expresada en cm y calculada a partir de las medidas radiográficas.

Variable:	L_CUE

Tamaño muestra	235
Media	4.9166
Mediana	4.7
Moda	4.7
Media geométrica	4.84511
Varianza	0.854467

Desviación típica	0.924374
Error estándar	0.0602995
Mínimo	3.3
Máximo	11.1
Rango	7.8
Primer cuartil	4.4
Tercer cuartil	5.3
Rango intercuartiles	0.9
Skewness (asimetría)	2.47425
Indice de asimetría	15.4847
Kurtosis	11.0805
Indice de kurtosis	34.6726

MEDIDAS DE LA SITUACION DE LOS EPICONDILOS

LATERAL Y MEDIAL DEL FEMUR.

La sistemática de esta determinación se describe en la página 364. "CI_HI" es la altura sobre el plano de apoyo del epicóndilo medial, "CE_H" es la misma altura del epicóndilo lateral.

Variable:	CI_HI	CE_H
Tamaño muestra	61	63
Media	25.2787	20.127
Mediana	26	20
Moda	30	22
Media geométrica	24.8622	19.9066
Varianza	20.5044	8.85458
Desviación típica	4.52818	2.97567
Error estándar	0.579773	0.374899
Mínimo	16	13
Máximo	33	27
Rango	17	14
Primer cuartil	22	18
Tercer cuartil	29	22
Rango intercuartiles	7	4
Skewness (asimetría)	-0.159033	0.0662148
Indice de asimetría	-0.50708	0.214561
Kurtosis	-1.03901	-0.257321
Indice de Kurtosis	-1.65645	-0.416908

"CE_L" es la distancia al plano tangente distal a los cóndilos femorales de epicóndilo lateral, "CI_L" es la misma distancia del epicóndilo medial.

Variable:	CE_L	CI_L
Tamaño muestra	63	61
Media	23.5714	25.4262
Mediana	24	25
Moda	24	31
Media geométrica	23.2935	24.891
Varianza	13.1198	27.1153
Desviación típica	3.62213	5.20724
Error estándar	0.456345	0.666718
Mínimo	14	16
Máximo	34	37
Rango	20	21
Primer cuartil	21	22
Tercer cuartil	25	30
Rango intercuartiles	4	8
Skewness (asimetría)	0.230578	0.0877418
Indice de asimetría	0.747159	0.279767
Kurtosis	0.796788	-0.947748
Indice de Kurtosis	1.29094	-1.51096

Las relaciones de estos accidentes anatómicos respecto del eje descrito para la determinación del ángulo de anteversión es difícil de precisar toda vez que la determinación exacta de los epicóndilos choca con la realidad anatómica de la conformación de los mismos, que presentan a veces hasta tres puntos de contacto diferentes y simultáneos con respecto a un plano tangente, lo que impide la determinación objetiva de dichas referencias.

8-2 DISCUSION SOBRE LAS DETERMINACIONES REALIZADAS EN EL COXAL

PARAMETROS ANGULARES DEL COXAL.

La única determinación angular que hemos realizado en el coxal aislado ha sido el cálculo de la relación entre la línea que une los puntos "A" y "P", línea biespinosa, y la trazada entre los puntos "C" y "Cr", que une el centro del acetábulo con el tubérculo ilíaco de la cresta.

Lo llamamos ángulo "AP_CCr". Los resultados, datos completos en la página 479, son una media de -7.4° , con valores extremos entre -24 y 8° y una desviación típica de 5.65; no existiendo correlación con otros ángulos femorales por lo que podría estar en relación con la posición de la pelvis. Como se puede apreciar existen unos valores bastante uniformes con escasas variaciones que podemos atribuir a la diferente situación del macizo trocantéreo respecto del coxal, determinado fundamentalmente por el ángulo de anteversión y por la diversa posición de la pelvis en

bipedestación, factor que nos resulta imposible de determinar con los datos de que disponemos. La uniformidad de esta relación angular nos permite estimar la importante significación funcional del tubérculo de la cresta ilíaca, como centro de los esfuerzos de los músculos abductores y anclaje de la potente cintilla ilio tibial.

IMPORTANCIA DE LAS DETERMINACIONES DE VALORES LINEALES DEL COXAL.

La determinación de los parámetros lineales del coxal, que aparentemente no tienen relación con la situación espacial de la cavidad acetabular en el mismo, tiene para nuestro estudio el interés de permitirnos discernir las magnitudes que tienen relación con el tamaño del hueso y cuales se comportan como independientes del mismo.

Respecto de la altura del coxal nuestros resultados son ligeramente superiores a los que encuentra en nuestro medio Fernandez (1990), que da una media de 201 mm frente a los 206 mm de nuestras determinaciones y una desviación típica de 13, la de nuestros datos es de 15.4, nuestros resultados completos están en la página 480.

También respecto de la anchura máxima de ilion o anchura del ala iliaca Fernandez (1990) encuentra valores ligeramente superiores a los nuestros, media de 149 mm, 7.5 de desviación típica y valores extremos de 130 y 166. Nues-

tros datos son media de 152.755, desviación típica 8.33, mínimo de 127 y máximo de 176. Este parámetro además de informarnos sobre el tamaño y forma global del coxal, al ser asiento de las inserciones de la musculatura abductora, puede interesar para explicar las diferencias de situación relativa del acetábulo en los diferentes especímenes.

La flecha máxima del ala iliaca es otro de los parámetros que estimamos pueda intervenir en la disposición espacial de la articulación; nuestros resultados son ligeramente inferiores a los publicados por Fernandez (1990), media de 63.1 mm, desviación típica de 8, y valores extremos de 41 a 79 mm, frente a los nuestros

Media	58
Desviación típica	5.76449
Mínimo	44
Máximo	76

Su correlación con la anchura del ala ilíaca es de 0.6187, para una muestra de 111, con un nivel de probabilidad de 0.0001; además presenta correlaciones significativas con otros parámetros en relación con el tamaño del coxal como el diámetro longitudinal del acetábulo, la anchura mínima, la longitud de la carilla auricular y el diámetro isquiopúbico, parámetro "S_I" de nuestras determinaciones para la situación espacial del acetábulo.

La magnitud de este parámetro es otro de los datos a considerar, junto con la anchura del ala ilíaca, respecto de

la forma del ala ilíaca y su relación con la situación del acetábulo.

Se ha determinado también la distancia entre el punto en que se realiza la determinación de la flecha máxima, punto "F", y la espina ilíaca anterior superior, punto "A". Esta distancia está correlacionada con la anchura del ala iliaca, y tambien con "C_P", "C_I" y "C_S", distancias del centro del acetábulo - "C" - a la espina iliaca posterior superior - "P"- , y puntos de referencia del isquion y pubis - "I" - "S" - respectivamente. Su media de 99.25, con una desviación típica de 9.8, comparándola con la media de la anchura del ala iliaca apreciamos que se situa en valores de los 2/3 de la magnitud de esta.

Se ha realizado tambien la determinación de la distancia entre el punto de medida de la flecha máxima, punto "F", y el punto en que se determinó la altura máxima del coxal, los resultados son poco esclarecedores ya que suelen ser puntos coincidentes, mas de la mitad de los resultados son cero, 34 de 51 datos, siendo la mediana y moda cero, la media por la dispersión de los dieciocho datos restantes se sitúa en 8.8 mm, con una desviación típica de 13.6.

La distancia isquio púbica máxima, "S_I", uno de los parámetros utilizados en las determinaciones espaciales de la situación del acetábulo, presenta correlaciones significativas con todos los parámetros en relación con el tamaño

del coxal, altura máxima, diámetro longitudinal del acetábulo, anchura mínima, flecha máxima, distancia entre el punto de la flecha máxima y la espina iliaca anterior superior; la mas alta correlación es respecto a la anchura del ala ilíaca, 0.6449, con una muestra de 98, probabilidad de error menor de 0.00001; llama la atención su correlación respecto a las distancias del centro del acetábulo a los puntos de referencia de la sínfisis, del isquion y de la espina iliaca posterior superior.

La anchura mínima del ilion es otro de los parámetros con correlación clara respecto del tamaño del coxal, su mas alta correlación es respecto al diámetro trasverso del acetábulo, solo superada por la correlación respecto a la hemiesfera utilizada para materializar el centro del acetábulo; también presenta correlación respecto a las distancias del centro del acetábulo a los puntos de referencia de la sínfisis, del isquion y de la espina iliaca posterior superior. A pesar de ser considerado como uno de los parámetros diferenciales del sexo su distribución estadística no lo sugiere.

Presenta con los anteriores correlación con los parámetros dependientes del tamaño del coxal pero con menores índices, como en el caso anterior su mas alta correlación es respecto del diámetro de la hemiesfera utilizada para materializar el centro del acetábulo. Presenta tambien co-

relación con las distancias del centro del acetábulo de los puntos de referencia del isquion, de la espina iliaca posterior superior y de la sínfisis.

Nuestra media no se corresponde con lo que afirma Reverte (1981) que asegura que 55-56 mm corresponden al varón, y 47-48 mm son propios de la mujer.

Media	57.6577
Mediana	57
Moda	55
Desviación típica	5.57673
Error estandar	0.52932

El estudio de las correlaciones de los diámetros acetabulares es difícil porque ambos diámetros presentan correlaciones significativas con prácticamente todos los demás parámetros del coxal, curiosamente la mas alta correlación es del diámetro longitudinal respecto del diámetro de la hemiesfera utilizada para materializar el centro del acetábulo. La mas alta correspondiente al diámetro trasverso es respecto del diámetro longitudinal. Es mas corto reseñar con qué parámetros no existe correlación: "S_P" distancia de la sínfisis a la espina iliaca posterior superior y "CR_A" distancia entre el tubérculo iliaco y la espina iliaca anterior superior.

"DLON" diámetro longitudinal: Media 49.027 Desviación Estándar 3.41975.

"DTRA" diámetro trasverso: Media 47.5682 Desviación Estándar 3.37658.

Las diferencias entre ambos diámetros nos indican, como señalabamos en la sistemática, que en realidad no medimos un diámetro trasverso sino una cuerda, que nesesariamente es menor.

El espesor de la cresta medido a nivel del tubérculo iliaco es un parámetro que tiene correlación apreciable, coeficiente 0.3729, con una muestra de 98, probabilidad 0.002, únicamente con la anchura mínima; su siguiente mejor correlación - misma muestra, 0.3157, 0.0015 - es curiosamente con el diámetro de la hemiesfera utilizada para materializar el centro del acetábulo; las restantes con "CR_P" distancia del tubérculo iliaco a la espina iliaca posterior superior, nivel de probabilidad de 0.0029; y de probabilidad de 0.01 con los diámetros del acetábulo.

MEDIDAS PARA LA SITUACION ESPACIAL DE LA CAVIDAD

ACETABULAR EN EL HUESO COXAL.

Distancia del centro del acetábulo a los distintos puntos de referencia básicos. Figura 88, página 382.

-Parámetro "C_A" (espina ilíaca anterior superior) (centro del acetábulo). Presenta correlaciones con "S_A" la mas elevada, coeficiente 0.7475, muestra de 98 y nivel de probabilidad de 0.000001; buenas correlaciones presenta respecto de "I_A", y con las distancias entre el tubérculo ilíaco y los puntos de referencia básicos exepto la espina

ilíaca anterior superior, punto "A". Menor correlación presenta respecto de los diámetros del acetábulo, nivel de probabilidad de 0.0001 con el longitudinal y de 0.0038 con el trasverso, siendo de 0.0002 respecto de la hemiesfera de medida, y de 0.0004 respecto de "C_S".

-Parámetro "CR_C" (distancia entre el punto de la cresta (tubérculo ilíaco) con el centro del acetábulo. Las mas altas correlaciones corresponden a las distancias "CR_I" y "CR_S" con coeficientes superiores a 0.7; con "CR_A" tiene coeficiente 0.6; correlaciones con coeficiente superior a 0.5 tiene con el diámetro trasverso del acetábulo, la hemiesfera de medida y "C_P"; superiores a 0.4 con "C_A", "C_I", "C_S", "S_A", "S_I", "I_P", altura máxima y diámetro longitudinal.

-Parámetro "C_P" (distancia entre el centro del acetábulo y la espina ilíaca posterior superior). La mas alta correlación la presenta con "A_P", coeficiente 0.7; la siguiente mejor es respecto a "I_P" con 0.6; con coeficiente superior a 0.5 aparecen "CR_S", "CR_C" y "C_S"; con mas de 0.4 están los diametros del acetábulo, la hemiesfera de medida, la altura máximi, la anchura mínima, la distancia entre el punto en que se determina la flecha máxima y la espina ilíaca anterior superior, "S_I", "S_P", "CR_P", "CR_I", "C_I"; con valores menos significativos, coeficiente por encima de 3.7, nivel de probabilidad de 0.0001 estan

"S_A" e "I_A".

-Parámetro "C_S" (distancia entre el punto de la sínfisis y el centro de la cavidad acetabular). La máxima correlación corresponde al diámetro isquiopúbico -"S_I"- y a la distancia entre el tubérculo ilíaco y el punto de referencia de la sínfisis - "CR_S"- con un coeficiente de correlación superior a 0,7; con coeficiente superior a 0.5 encontramos los diámetros acetabulares y la hemiesfera de medida, "A_P", "CR_I", y "C_P"; con coeficiente superior a 0.4 aparecen "S_A", "S_P", "I_A", "I_P", "CR_C", y "C_I".

-Parámetro "C_I" (distancia entre el punto del isquion y el centro de la cavidad del acetábulo). La máxima correlación corresponde a "CR_I" con un coeficiente superior a 0.8; es además el que presenta mayor correlación - 0.6- respecto a los diámetros acetabulares, la altura máxima del coxal, la anchura mínima y, como no, de la hemiesfera de medida. Con menor coeficiente ~ 0.4 - se correlaciona con "S_I", "A_P", "I_P", longitud auricular, "CR_S", "CR_C", "C_P" y "C_S".

Estimando que aquellos parámetros que, aunque guardando relación con las dimensiones del hueso, no guardan relación respecto de los restantes que definen la situación del centro del acetábulo, nos indican unas diferencias en dicha situación cuya significación habrá que buscar en la diferente localización de la otra mitad de la articulación,

es decir, de parámetros femorales, y a la distribución de las masas musculares.

Así mismo, aquellos que no guardan relación directa con el tamaño global y tengan correlación entre sí, definirían a nuestro juicio una mayor dependencia del fémur o de la musculatura.

La espina ilíaca anterior superior se sitúa casi equidistante respecto de la espina ilíaca posterior superior y el punto de referencia del isquion, y próxima a la referencia de la sínfisis.

La situación de la espina ilíaca posterior superior es próxima al punto de referencia del isquion y progresivamente alejada de la espina ilíaca anterior superior y de la referencia de la sínfisis.

El punto de referencia de la sínfisis se sitúa próximo al del isquion y progresivamente alejado de la espina ilíaca anterior superior y de la espina ilíaca posterior superior.

El punto de referencia del isquion se sitúa próximo al de la sínfisis y progresivamente alejado de la espina ilíaca posterior superior y de la espina ilíaca anterior superior. En situación inversa al anterior.

La situación del centro del acetábulo es de equidistancia respecto de la espina ilíaca anterior superior y la referencia de la sínfisis, próxima al isquion y mas distante a la espina ilíaca posterior superior, doblando casi la

magnitud de la distancia al isquion.

El punto de referencia de la facies auricularis mas proximo al centro del acetábulo se situa en la línea innominada, su magnitud no está en relación con ningún otro parámetro, exepcto los referidos a la propia carilla auricular.

Los resultados referidos a las correlaciones de las distancias del punto del tubérculo ilíaco a los puntos de referencia básicos, "CRA", "CRP", "CRS" y "CRI" distancia a los puntos de referencia "A", "P", "S" e "I" respectivamente, presentan interés ya que justifican por si mismos la atención que le hemos prestado a este accidente anatómico.

"CR_A" presenta una muy alta correlación con "A_P", coeficiente de mas de 0.8, una alta correlación con "CR_C", coeficiente de mas de 0.6; con coeficiente mayor de 0.4 con "CR_S; correlación negativa con "CR_P", de coeficiente bajo -0.311, nivel de probabilidad de 0.0018; y por último tan escasa como la anterior pero positiva respecto a "CR_I".

"CR_P" presenta correlación muy alta respecto de "A_P", coeficiente mayor de 0.8; depende algo mas de los parámetros de tamaño del hueso, correlacionandose con los diámetros femorales, con coeficientes pequeños menores de 0.4, con la hemiesfera de medida con un coeficiente ligeramente superior a 0.4, con la flecha del ala ilíaca y con "S_I".

"CR_I" es mucho más dependiente del tamaño del hueso,

se correlaciona con los diámetros y la hemiesfera con coeficientes superiores a 6.0; presenta una muy alta correlación con "I_A" y "C_I", coeficiente superior a 0.8, también muy alta con "CR_C", de 0.7, y con un coeficiente menor, de 0.6, con "I_P"; presentando correlaciones mas bajas con "CR_S", "A_P", "S_I", anchura mínima, "C_A", "C_P" y "C_S".

Por último "CR_S" presenta múltiples correlaciones, con los parámetros en relación con el tamaño del coxal y con los demás, las de coeficiente mas alto - 0.7 - son "CR_C" y "C_S"; presentando correlaciones apreciables con los restantes parámetros de situación del acetábulo.

Observamos como el tubérculo de la cresta ilíaca se situa a una distancia de la espina ilíaca anterior superior que equivale a $1/3$ de la magnitud de la anchura del ala ilíaca, y por consiguiente en la mitad de la distancia que separa el punto mas prominente de la cresta ilíaca, en el que se realizó la determinación de la altura máxima del coxal y la espina ilíaca anterior superior.

El estudio de la regresión múltiple considerando como variable dependiente a "CRC" es el que sigue:

Indep. variable	coeficiente	std. error	t-value	sig.level
CONSTANT	14.130474	7.628662	1.8523	0.0671
"CRS"	0.292851	0.058965	4.9665	0.0000
"CRI"	0.293812	0.040903	7.1832	0.0000
"CRP"	-0.08436	0.040194	-2.0988	0.0385
"CRA"	0.189317	0.051556	3.6721	0.0004
101 observaciones.				

Podemos ver como el valor de "CRC" está en relación

directa respecto de las distancias a los demás puntos de referencia excepto el de la espina ilíaca posterior superior

El análisis estadístico del diámetro de las hemiesferas utilizadas para la situación del centro de la cavidad acetabular ha sido como hemos podido comprobar revelador, ha mejorado en muchos casos el coeficiente de correlación de los propios diámetros femorales, esta circunstancia nos permite afirmar que ha sido un adecuado sistema para la determinación de los parámetros que toman origen en el centro del acetábulo.

La magnitud de las hemiesferas utilizadas nos informa sobre los tamaños previsibles para el componente acetabular de una posible prótesis de cadera.

Respecto de los sistemas de referencia que se estimaron para conocer mejor la disposición del acetábulo respecto en el coxal, en el primer sistema de referencia - Figura 106, pag 442 - las coordenadas de dicho centro presentan rangos de mas de 30 mm, lo que nos indica como la cavidad acetabular varia en su situación relativa dentro del coxal, y además lo hace de forma que no existe prácticamente correlación entre los tres parámetros, únicamente podemos observar que la tendencia de los valores se comporta de manera que entre los valores de "XC" y los de "ZC" e "YC" la relación es negativa, es decir a mayor valor de "XC" menor valor de "ZC" e "YC". "XC" se comporta además como independiente

de los parámetros relacionados con la dimensión del coxal, altura máxima, diámetro longitudinal y diámetro de la hemiesfera de medida utilizada. "YC" y "ZC" aparecen con una correlación clara, coeficiente de mas de 0.4, para una muestra de 103, intervalo de confianza mayor del 99%, respecto de los diámetros, y ligeramente menor, coeficiente de 0.27 y 0.36 respectivamente, respecto a la altura máxima, con la misma muestra y el mismo intervalo de confianza.

Respecto del segundo sistema de referencia - Figura 107, pag. 445 - observamos que el tubérculo ilíaco puede modificar sus situación relativa al centro del acetábulo y las espinas ilíacas anterior superior y posterior superior, con unos rangos superiores a 40 mm en sus coordenadas; a diferencia de lo que ocurre con el centro del acetábulo en el primer sistema de referencia, la "XCR" presenta un coeficiente de correlación negativo elevado, -0.64, respecto a "YCR", y menor y positivo - 0.24 - respecto a "ZCR", para una muestra de 103, intervalo de confianza mayor del 99% en ambos. No existe correlación entre "YCR" y "ZCR".

8-3 DISCUSION DE RESULTADOS DE LAS DETERMINACIONES EN LA PELVIS.

VALORES ANGULARES.

En las pelvis hemos determinado los valores de los ángulos de inclinación y anteversión. Respecto de las medidas de los ángulos del acetábulo se nos presentó la dificultad de establecer los sistemas de referencia, elejimos el plano definido por las espinas iliacas anteriores superiores y el pubis. Estimamos que este plano es facilmente determinable y queda libre de apreciaciones subjetivas que lo modifiquen.

Este plano lo consideramos en la vertical en nuestro estudio sin ignorar que su inclinación respecto de la misma puede variar, según nuestros propios datos entre mas/menos diez grados alrededor de la vertical, y clásicamente con tendencia a la anteversión en la mujer. Fick (1911) y Tronzo (1980).

La variación de la posición de la pelvis supone un error del método de medida, que admitimos por la imposibili-

dad de determinar la posición real de las pelvis estudiadas.

ANGULO DE ANTEVERSION ACETABULAR.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 391. Las siglas corresponden respectivamente al ángulo de anteversión medido en el cuarto inferior del acetábulo, "ANI"; en su parte media, "ANM"; y en su cuarto superior "ANS".

Variable:	ANI	ANM	ANS
Tamaño muestra	57	57	57
Media	47.0702	72.5088	82.7895
Mediana	48	72	83
Moda	51	70	85
Media geométrica	46.7905	72.1949	82.1593
Varianza	25.8521	44.683	98.9906
Desviación típica	5.0845	6.68453	9.9494
Error estandar	0.673458	0.885388	1.31783
Mínimo	34	55	50
Máximo	55	87	106
Rango	21	32	56
Primer cuartil	44	69	78
Tercer cuartil	51	77	87
Rango intercuartil	7	8	9
Skewness (asimetría)	-0.358289	-0.397022	-0.49498
Sesgo tipificado	-1.10432	-1.22371	-1.52563
Kurtosis	-0.678429	0.566603	1.64397
Kurtosis tipificado	-1.04553	0.873194	2.53353

Las diferentes magnitudes de este ángulo según el nivel en que se realiza su determinación, y la escasa diferencia de los resultados obtenidos, con una desviación típica relativamente pequeña, nos permiten afirmar que se trata de un parámetro de interés para el conocimiento de la articula-

ción, los resultados de las tres diferentes determinaciones están altamente correlacionados entre si mismos, por la que se considera aceptable utilizar el valor medio como índice para conocer la verdadera realidad de la anteversión, pero conociendo las diferencias importantes según el nivel considerado, para entender la realidad anatómica. Las correlaciones encontrados entre estos ángulos son las que siguen:

Variables	Coeficiente	Significación	Muestra
"ANI" "ANM"	.5243	.0000	57
"ANM" "ANS"	.8723	.0000	57
"ANI" "ANS"	.4437	.0005	57

La simple comparación de las medias nos permite apreciar las diferencias de magnitud que se producen al realizar la determinación de este ángulo a diferentes niveles; el valor del ángulo medido en el cuarto inferior del acetábulo es el menor, esto se debe a que a este nivel se encuentra la escotadura acetabular y la rama del goniómetro no encuentra apoyo en los bordes del acetábulo, por la presencia de la escotadura isquio pubiana, midiendose a este nivel en la práctica el ángulo de la superficie articular del cuerno posterior de la facies lunata; como es lógico en fresco, presente el ligamento transversal del acetábulo, no se daría esta circunstancia, pero este hecho hay que tenerlo

en cuenta cuando se utilizan para valorar este ángulo imágenes radiográficas. Los ángulos de anteversión medidos en la mitad y el cuarto superior del acetábulo nos informan sobre la disposición distinta de los bordes acetabulares a estos niveles, los valores de las medias de estos dos ángulos nos indican como la anteversión va disminuyendo conforme se mide mas cranealmente.

Estos ángulos presentan además otras correlaciones, el ángulo de anteversión medido en el diámetro del acetábulo, "ANM", presenta buena correlación respecto de el ángulo entre la línea "A_P" (Que une los puntos de referencia de las espinas ilíacas anterior superior y posterior superior) y el eje de abscisas del sistema de referencia espacial, "APY", coeficiente de correlación de -0.6432, probabilidad de error menor de 0.0000, para una muestra de 57. Con "CRCZ" que es el ángulo entre la línea "CR_C" que une el tubérculo ilíaco y el centro del acetábulo con el eje "Z_Z'" del sistema de referencia, coeficiente de correlación de -0.54, probabilidad de error menor de 0.0002, para una muestra de 57. Con "CZ" que es la "Z" del centro del acetábulo coeficiente de correlación de 0.6284, probabilidad de error menor de 0.0000, para una muestra de 57.

El ángulo de anteversión superior presenta correlaciones con "APY", coeficiente de correlación de -0.5557, probabilidad de error menor de 0.0000, para una muestra de 57.

Con "CRCZ" coeficiente de correlación de -0.5802 , probabilidad de error menor de 0.0000 , para una muestra de 57. Con "CZ" coeficiente de correlación de 0.5769 , probabilidad de error menor de 0.0000 , para una muestra de 57.

El ángulo de anteversión inferior no presenta correlaciones válidas con los parámetros señalados.

ANGULO DE INCLINACION ACETABULAR.

La sistemática de esta determinación se ha descrito en la página 393. Como en el caso anterior del ángulo de anteversión acetabular se han realizado tres determinaciones diferentes, en el cuarto anterior, "INA", en su mitad, INM, y en su cuarto posterior, INP.

Variable:	INA	INM	INP
Tamaño muestra	57	57	57
Media	45.9123	53.0526	29.7368
Mediana	47	52	29
Moda	48	54	25
Media geométrica	45.5346	52.6648	29.3367
Varianza	30.1172	54.6936	25.0188
Desviación típica	5.48791	7.39551	5.00188
Error estandar	0.726892	0.97956	0.662515
Mínimo	25	42	19
Máximo	57	99	44
Rango	32	57	25
Primer cuartil	44	50	26
Tercer cuartil	49	54	33
Rango intercuartil	5	4	7
Skewness (asimetría)	-1.44969	4.33159	0.590081
Sesgo tipificado	-4.46826	13.3509	1.81875
Kurtosis	3.85963	26.7736	0.218359
Kurtosis tipificado	5.94809	41.2609	0.336514

La simple comparación de las medias nos permite apreciar las diferencias de magnitud que se producen al realizar la determinación de este ángulo a diferentes niveles, el valor del ángulo medido en la mitad del acetábulo "INM", es el mayor, esto se debe a que a este nivel se encuentra la escotadura acetabular y la rama del goniómetro apoyada en el borde superior del acetábulo no encuentra apoyo en el borde inferior del acetábulo sino en el fondo de la escotadura isquio pubiana; circunstancia que en fresco, presente el ligamento trasverso del acetábulo, no se daría.

Los ángulos de inclinación medidos en el cuarto anterior y posterior del acetábulo, nos informan sobre la disposición distinta de los bordes acetabulares del mismo nombre, a estos niveles la rama del goniómetro se apoya en las partes proximal y distal de los respectivos bordes.

Presentan como los ángulos de anteversión correlaciones respecto de ellos mismos y respecto del ángulo "ASY", entre la línea "A_S" (que une el punto de referencia de la sínfisis con el punto de referencia de la espina ilíaca anterior superior) y el eje "Y_Y'"; y el ángulo "CRCY" formado entre la línea que une el centro del acetábulo con el tubérculo ilíaco y el eje "Y_Y'" del sistema de referencia.

Correlaciones de ángulo de inclinación inferior:

Variables.	Coef. Cor.	Prob. de error.	Tamaño muestra.
INI INM	.5825,	.0000,	45

Correlaciones de ángulo de inclinación medio:

Variables.		Coef. Cor.	Prob. de error.	Tamaño muestra.
INM	INS	.6935	.0000	42
INM	ASY	.5219	.0002	45
INM	CRCY	.5695	.0000	45

Correlaciones de ángulo de inclinación superior:

Variables.		Coef. Cor.	Prob. de error.	Tamaño muestra.
INS	INI	.3925	.0025	57
INS	ZC	-.5245	.0004	42
INS	CRCY	.5852	.0000	45

Estos resultados de las correlaciones de los ángulos de anteversión e inclinación acetabulares respecto de los angulos que relacionan las líneas que unen puntos de referencia básicos con el sistema de referencia y la línea que une el tubérculo ilíaco con el centro del acetábulo respecto de los mismos ejes nos permiten confirmar la importancia funcional de este relieve óseo de la cresta ilíaca.

ANGULOS CALCULADOS ENTRE LA LINEA "A_P"

Y OTRAS REFERENCIAS.

Mediante cálculo se han determinado los valores angulares entre la línea "A_P" y los ejes del sistema de referencia "X" e "Y", así como respecto de la línea "CCR" que representa la definida por el centro del acetábulo y el tubérculo ilíaco.

Variable:	APY	APX	APCRC
-----	-----	-----	-----

Tamaño muestra	57	57	57
Media	80.4175	57.2281	82.4018
Mediana	81.5	57.5	82.1
Moda	80.9	53.6	86.6
Media geométrica	80.1762	57.1202	82.2284
Varianza	38.2625	12.2592	29.2534
Desviación típica	6.18567	3.50131	5.40864
Error estandar	0.819312	0.46376	0.716392
Mínimo	62.1	47.4	70.9
Máximo	95.1	63.3	94.8
Rango	33	15.9	23.9
Primer cuartil	76.2	54.9	79.4
Tercer cuartil	84.4	59.8	84.9
Rango intercuartil	8.2	4.9	5.5
Skewness (asimetría)	-0.47562	-0.534115	0.251053
Sesgo tipificado	-1.46596	-1.64625	0.773797
Kurtosis	0.473764	-0.172721	-0.140659
Kurtosis tipificado	0.730119	-0.266181	-0.21677

El valor de los ángulos de la línea imaginaria que une ambas espinas ilíacas, anterior superior y posterior superior, respecto de los ejes "X_X'" e "Y_Y'", ayuda a situar espacialmente esas referencias.

Variables.		Coef. Cor.	Prob. de error.	Tamaño muestra.
APY	ANM	-.6454	.0000	51
APY	ANS	-.5557	.0001	42
APY	ASY	-.6167	.0000	45
APY	CRCZ	.5055	.0001	57
APY	CRCY	.4367	.0007	57

DETERMINACION DEL ANGULO ENTRE LA LINEA "A_S" Y EL EJE DE ABCISAS DEL SISTEMA DE REFERENCIA.

Se ha determinado mediante cálculo denominándolo con las siglas "ASY".

Variable:	ASY

Tamaño muestra	56

Media	53.9643
Mediana	53.3
Moda	52.4
Media geométrica	53.8103
Varianza	17.1242
Desviación típica	4.13813
Error estandar	0.552981
Mínimo	46.1
Máximo	64.4
Rango	18.3
Primer cuartil	51.5
Tercer cuartil	56.8
Rango intercuartil	5.3
Skewness (asimetría)	0.363728
Sesgo tipificado	1.11121
Kurtosis	-0.247296
Kurtosis tipificado	-0.377751

Esta línea al estar situada en el plano "X_Y" del sistema de referencia queda definida conociendo solo este ángulo.

Se han encontrado las siguientes correlaciones:

Variables.		Coef. Cor.	Prob. de error.	Tamaño muestra.
ASY	APY	-.6167	.0000	45
ASY	CRCY	.7017	.0000	45
ASY	CRX	.6046	.0000	45
ASY	CRY	-.4972	.0005	45
ASY	INM	.5219	.0002	45

"CRX" y "CRY" son coordenadas del tubérculo de la cresta.

También respecto de estas referencias angulares encontramos correlaciones válidas con parámetros relativos al tubérculo ilíaco.

DETERMINACION DEL ANGULO ENTRE LA LINEA "CRC"

Y LOS EJES DEL SISTEMA DE REFERENCIA.

Se han determinado mediante cálculo los ángulos entre "CRC" y los eje "Z" e "Y".

Variable:	CRCY	CRCZ
Tamaño muestra	57	57
Media	25.3088	85.6509
Mediana	25.2	85.1
Moda	32.6	82.5
Media geométrica	24.6994	85.4183
Varianza	28.3955	40.5279
Desviaci n típica	5.32874	6.36615
Error estándar	0.705809	0.843218
Mínimo	10.9	70.1
Máximo	38	101.9
Rango	27.1	31.8
Primer cuartil	22.1	82.2
Tercer cuartil	28.2	89.6
Rango intercuartil	6.1	7.4
Skewness (asimetría)	-0.127527	0.143324
Sesgo tipificado	-0.393065	0.441755
Kurtosis	0.654135	0.321591
Kurtosis tipificado	1.00809	0.495605

El conocimiento de los valores de estos ángulos nos permite situar el tubérculo de la cresta respecto del centro del acetábulo.

Se han encontrado las siguientes correlaciones:

Variables.	Coef. Cor.	Prob. de error.	Tamaño muestra.
CRCY ASY	.7017	.0000	45
CRCY APY	-.4365	.0007	57
CRCY CRX	.7037	.0000	45
CRCY CRY	-.6324	.0000	45
CRCY INM	.5695	.0000	45
CRCY INS	.5852	.0000	45
CRCZ ANM	-.5459	.0002	42
CRCZ ANS	-.5802	.0000	45
CRCZ APY	.5055	.0000	57
CRCZ CRZ	.9292	.0000	42

CRCZ	CZ	-.5833	.0000	45
CRCZ	CRCY	-.2885	.0295	57

Como se puede observar por estos resultados se confirma lo ya anteriormente indicado respecto a la significación de los parámetros que hacen referencia al tubérculo ilíaco.

OTRAS DETERMINACIONES.

PARAMETROS LINEALES.

La distancia entre las espinas ilíacas anteriores superiores - "A_A" - presenta una alta correlación, coeficiente superior a 0.7, respecto de la anchura de la pelvis, y ligeramente menor, coeficiente de 0.6, respecto del diámetro trasverso máximo, muestra de 26, con una probabilidad de error de 0.0007, no existiendo correlación con el resto de los parámetros pélvicos.

La distancia entre los puntos de la sínfisis se representa por las siglas "S_S", y la distancia entre las espinas ilíacas posteriores superiores está representada por las siglas "P_P"; ninguna de las dos presenta correlaciones válidas respecto del resto de los parámetros pélvicos.

La distancia intercotiloidea, entre centros de las cavidades acetabulares, está representada por las siglas "C_C"; presenta una baja correlación respecto del diámetro trasverso máximo de la pelvis y su altura, coeficiente en ambos casos ligeramente superior a 0.46, probabilidad de

error de 0.01, para una muestra de 26. No presenta correlación con ningún otro parámetro de la pelvis.

La distancia entre los puntos de referencia de las tuberosidades isquiáticas se representa por las sigla "I_I"; presentando únicamente correlación respecto del diámetro trasverso máximo, coeficiente superior a 0.5, probabilidad de error de 0.003, para una muestra de 26.

Coordenadas de las espinas ilíacas anteriores superiores, puntos de referencia "A". Muestra de 46. guardan correlación:

"AX" y "CRX" 0.6355, 0.0000; y menor con "SZ" y "PY" coeficiente de 0.39 y 0.44 respectivamente.

"AY" y "CRY" 0.6082, 0.0000. Y menor con "CRX" -0.38.

"AZ" no presenta correlaciones.

Coordenadas de las espinas ilíacas anteriores posteriores, puntos de referencia "P". Muestra de 46, guardan correlación:

"PX" no tiene correlaciones válidas.

"PY" y "CY" 0.6367, 0.0000; y "PZ" -0.4897, 0.0004. Con "IY" 0.6677, 0.0000. Con "AX" 0.44, 0.0015.

"PZ" y "IY" -0.5212, 0.0001. Con "CRZ" 0.5388, 0.0001 y la dicha respecto a "PY". Con "CX" 0.3788, 0.0079.

Coordenadas de los centros de las cavidad acetabulares, puntos de referencia "C". Muestra de 46. guardan correlación:

"CX" y "IX" 0.4611, 0.0010; y con "IY" -0.3912, 0.0060.
 "CY" y "IY" 0.5153, 0.0002. Con "PY" 0.6367, 0.0000; "SY" 0.4365, 0.0019; "AY" 0.3775, 0.0082.
 "CZ" y "PY" 0.4360, 0.0019.

Coordenadas de los puntos de referencia de la sínfisis del pubis, puntos de referencia "S". Muestra de 46. guardan correlación:

"SX" no tiene correlaciones válidas.
 "SY" y "CY" 0.4365, 0.0019.
 "SZ" y "AX" 0.3937, 0.0056.

Coordenadas de los puntos de referencia del isquion, puntos de referencia "I". Muestra de 46, guardan correlación:

"IX" y "CX" 0.4611, 0.0010. Con "ANI" ángulo de anteversión inferior, -0.4338, 0.0021.
 "IY" y "PY" 0.6677, 0.000; "PZ" -0.5212, 0.0001; "CY" 0.5153, 0.0002. Con "A_ANT" ángulo de anteversión femoral, 0.4253, 0.0026.
 "IZ" no guarda correlaciones

Coordenadas de los puntos de referencia del tubérculo ilíaco, puntos de referencia "CR". Muestra de 46.

Existe correlación entre "CRX" y "AX" 0.6355, 0.0000.

"CRY" y "AY" 0.6082, 0.0000, y menor con "CY" y "CCR_AP" 0.4, 0.003.

"CRZ" y "CCR_AP" 0.4665, 0.0008; y "PZ" 0.5388, 0.0001.

8-4 CONJUNTOS

El estudio de los datos de la pelvis nos permite, una vez situada, establecer correlaciones entre las coordenadas de los diferentes puntos de referencia, definir y comparar ángulos, y establecer las relaciones espaciales entre la misma y sus correspondientes fémures, situados en posición anatómica.

La primera dificultad parece evidente: ¿Cual será la posición anatómica de la pelvis? Como dejamos dicho en la sistemática elegimos colocar la pelvis, para realizar las diferentes determinaciones espaciales, apoyada en un plano del sistema de referencia por las espinas ilíacas anteriores superiores y el pubis. Le Damany (1912) y Lanz y Pitzen (1949) sitúan las pelvis tomando como referencia el estrecho superior de la misma, Mac Kibbin (1970) consideró el plano de referencia que hemos utilizado.

Respecto de la situación del fémur ya hemos comentado la que consideramos adecuada elección del sistema de refe-

rencia, ya que las correlaciones entre los diferentes ángulos femorales y el sistema de referencia elegido así nos permiten afirmarlo.

Para el estudio de los que hemos denominado "conjuntos" hemos dispuesto unas bases de datos que agrupan los de las pelvis, sus coxales y fémures correspondientes, para su tratamiento estadístico, y hemos podido establecer las relaciones entre parámetros de las diferentes piezas óseas.

Para evitar engorrosas repeticiones los datos de las correlaciones se darán siguiendo siempre el mismo orden:

1.- Coeficiente de correlación, que se anota sin el cero correspondiente a las unidades para que se aprecie con mas claridad la cifra de las décimas.

2.- Nivel de probabilidad de error, se anota como el anterior sin la cifra de las unidades, esta cifra es con frecuencia de solo ceros, lo que indica una probabilidad de error menor de 0.0001.

3.- Tamaño de la muestra. La cifra cambia con acuerdo al número de variables introducidas para realizar las correlaciones; esto se debe a que cuando se analizan muchas variables a la vez, los fallos de algún dato en cada variable se van sumando, resultando tamaños de muestra distintos, si bien las diferencias son de escasa cuantía.

Finalmente en este apartado se ha dispuesto en las últimas páginas un diccionario de las siglas utilizadas.

Siendo uno de los objetivos de nuestro estudio establecer las diferentes relaciones espaciales de la articulación coxofemoral, dirigimos en primer lugar nuestra atención a las relaciones del ángulo de anteversión respecto de parámetros pélvicos. Estimamos que este ángulo por la dispersión de sus valores - desviación típica de 8.7, para una media de 10.8, con un rango de 52°, y un rango intercuartiles de 10° - es el parámetro que nos lleva de forma mas fiable hacia los que tengan relación con la diversa situación espacial de la articulación.

Buscamos en primer lugar las correlaciones de este ángulo de anteversión con parámetros de los coxales y pelvis:

Correlaciones del ángulo de anteversión femoral respecto de parámetros de las pelvis:

A_ANT	CRCY	.5338, .0003, 42
A_ANT	CRCZ	.3895, .0098, 43
A_ANT	APY	- .4737, .0027, 46
A_ANT	ASY	.4158, .0062, 42
A-ANT	ANM	.3296, .0309, 43
A-ANT	ANS	.4382, .0033, 43
A-ANT	INM	.3440, .0239, 43
A_ANT	INS	.3310, .0301, 43
A_ANT	IY (PEL)	.4253, .0026, 48
A-ANT	PY	.4059, .0042, 48
A-ANT	CY	.4033, .0045, 48
A_ANT	CZ	.3134, .0407, 43
A_ANT	ZC (COX)	- .3046, .0470, 43

Como podemos observar, estos resultados no dejan lugar a dudas sobre la relación evidente entre el ángulo de anteversión femoral y los ángulos que orientan la cavidad acetabular, relación que no han encontrado otros autores como Reikeras (1982), Jaquemier (1982) o Lerat (1982). Asimismo queda definida la evidente relación entre el ángulo de anteversión femoral y la situación del tubérculo ilíaco. Aunque no muy significativa, coeficiente de 0.3, traemos aquí la correlación entre el ángulo de anteversión femoral y la coordenada "Z" del centro del acetábulo medida en el sistema de referencia de la pelvis "CZ" y en el primer sistema de referencia del coxal aislado "ZC" - figura 106, página 442 - por la inversión del coeficiente de correlación; la correlación positiva de "CZ" nos indica que cuanto mayor es el ángulo de anteversión, mas se aleja el centro del acetábulo del plano anterior, considerado vertical, de la pelvis; mientras que la correlación negativa de "ZC" nos indica que cuanto mayor es el ángulo de anteversión mas se acerca el centro del acetábulo al plano del primer sistema de referencia, definido por los tres puntos de referencia básicos - las espinas ilíacas y la sínfisis - es decir mas "aplanado" resulta el coxal, lo que podría relacionarse con la evidencia de la asociación del ángulo de anteversión aumentado y la displasia de cadera. Skirvin (1979), Jaquemier (1982), Esteban Mujica (1981).

Asimismo estudiamos las posibles relaciones del ángulo de anteversión femoral respecto del fémur, encontrando las que siguen:

Correlaciones del ángulo de anteversión femoral respecto de parámetros femorales:

A_ANT	CAB_A	.6240	.0000	85
A_ANT	CDPL	-.6182	.0000	85
A_ANT	CEML	-.4961	.0000	85
A_ANT	CYLA	.5942	.0000	80
A_ANT	EM_DP	-.2991	.0070	80
A_ANT	EMYL	.5882	.0000	80
A_ANT	Tme_A	.3130	.0047	80
A_ANT	ACATM	.3480	.0016	80

Al tratarse de parámetros únicamente femorales hemos utilizado la base de datos de los fémures ya que la muestra es mas amplia y por lo tanto los resultados de las correlaciones mas fiables. Las correlaciones encontradas están en relación fundamentalmente con ángulos en visión lateral, y con los parámetros que sitúan la cabeza femoral o el trocánter menor respecto de los planos de referencia. Existe también correlación respecto del ángulo real entre el eje diafisario proximal y el eje mecánico "EM_DP".

Para finalizar el estudio de las relaciones se han buscado las correlaciones entre parámetros pélvicos y femorales:

Correlaciones de ángulos pélvicos respecto de parámetros del fémur.

ANM	A-ANT	.3296,	.0309,	43
ANM	CAB_A	.3142,	.0402,	43
ANS	CAB_A	.3482,	.0221,	43
ANS	CAB_B	.3108,	.0425,	43
ANS	A-ANT	.4382,	.0033,	43
ANI	CAB_B	.3404,	.0255,	43
APY	CAB_A	-.3553,	.0194,	43
APY	A_ANT	-.4737,	.0027,	46
APY	PSOAS	-.4409,	.0021,	46
ASY	CAB_A	.5507,	.0002,	42
ASY	A_ANT	.4158,	.0062,	42
CRCY	A_ANT	.5338,	.0003,	42
CRCZ	A_ANT	.3895,	.0098,	43
INM	A_ANT	.3440,	.0239,	43
INS	A_ANT	.3310,	.0301,	43

Correlaciones de coordenadas de puntos de referencia respecto del ángulo de anteversión femoral.

IY (PEL)	A_ANT	.4253,	.0026,	48
PY "	A_ANT	.4059,	.0042,	48
CY "	A_ANT	.4033,	.0045,	48
CZ "	A_ANT	.3134,	.0407,	43
ZC (COX)	A_ANT	-.3046,	.0470,	43

Observamos la relación entre en ángulo de anteversión medido en el centro del acetábulo, ANM, y el ángulo de anteversión femoral, A_ANT, y con mejor coeficiente hay correlación con el ángulo de anteversión medido en el cuarto superior, ángulo que aparece a su vez correlacionado con la orientación del ala ilíaca, ANM con ASY , coeficiente de .5090, probabilidad de error de .0006, muestra de 42. Es

notable la relación entre la altura del centro de la cabeza femoral respecto del plano de apoyo femoral, parámetro "CAB_A", y el ángulo entre la línea que une las referencias de la espina ilíaca anterior superior y la sínfisis, segmento "AS", y el eje de abscisas, ángulo "ASY"; estas relaciones unidas a la relación inversa de "APY" - ángulo entre la línea biespinosa y el eje de abscisas - y al "aplanamiento" del coxal ya comentado mas arriba, nos permiten estimar que es el ala ilíaca entera la que cambia su orientación en relación con el ángulo de anteversión femoral, a la vez que el acetábulo se sitúa realtivamente alejándose del plano de referencia de la pelvis; todo lo anterior supone una modificación apreciable de la situación espacial de la superficie ósea que sirve de origen a la musculatura abductora, respecto del centro de giro de la articulación en relación con la orientación del cuello femoral.

El tubérculo ilíaco estimamos que por su situación materializa la concentración de esfuerzos máxima de los músculos abductores y de la fascia lata. La línea "CRC" que une este accidente anatómico con el centro del acetábulo presentará a su vez variaciones en su orientación respecto de los ejes "Y_Y'" y "Z_Z'" del sistema de referencia, ángulos "CRCY" y "CRCZ" respectivamente, que nos confirmen sus relaciones.

Correlaciones entre angulos entre la línea "CRC" y

parámetros pélvicos o femorales:

CRCY	A_ANT	.5338,	.0003,	42
CRCY	ASY	.7017,	.0000,	45
CRCY	CAB_A	.5221,	.0004,	42
CRCY	CAB_C	-.2956,	.0512,	43
CRCY	CRX	.7037,	.0000,	45
CRCY	CRY	-.6269,	.0000,	42
CRCY	INM	.5695,	.0000,	45
CRCY	INS	.5852,	.0000,	45
CRCY	ANM	.3038,	.0476,	43
CRCY	ANS	.3136,	.0431,	42
CRCY	APY	-.4833,	.0012,	42
CRCY	CCR_AP	-.3783,	.0124,	43
CRCY	CRCZ	-.2673,	.0832,	43
CRCY	CX	-.3389,	.0262,	43
CRCY	INI	.3225,	.0373,	42
CRCY	ZC	-.3440,	.0257,	42
CRCZ	A_ANT	-.3895,	.0098,	43
CRCZ	ANM	-.5459,	.0001,	43
CRCZ	ANS	-.5802,	.0000,	45
CRCZ	APY	.4982,	.0005,	45
CRCZ	CRZ	.9300,	.0000,	43
CRCZ	CZ	-.5833,	.0000,	45
CRCZ	ASY	-.2848,	.0675,	42
CRCZ	CCR_AP	.3797,	.0120,	43
CRCZ	CRCY	-.2673,	.0832,	43
CRCZ	CY	-.2982,	.0521,	43
CRCZ	INM	-.3199,	.0389,	42

Como se puede observar las correlaciones entre los ángulos que forman la línea que une el tubérculo ilíaco y el centro del acetábulo respecto de los ejes del sistema de referencia encuentran correlaciones válidas en los ángulos que orientan el acetábulo, la cabeza femoral y la cresta ilíaca.

Consideramos como explicación de la variación espacial que suponen las correlaciones de estos ángulos las siguien-

tes hipótesis:

El trocánter mayor en su situación respecto de la cabeza femoral puede estar colocado por detrás, ángulo de anteversión positivo; a su nivel, ángulo de anteversión nulo; por delante, ángulo de anteversión negativo.

Las fuerzas que constituyen el círculo de sobrecarga de la cadera, para evitar la báscula de la pelvis, transcurre por el trocánter - cuello - cabeza femoral - acetábulo - ala ilíaca - tubérculo de la cresta, y se cierra por los músculos abductores. Existe otro círculo de carga cerrado por el refuerzo aponeurótico de la fascia lata que transcurre desde el tubérculo ilíaco hasta la tibia, la cintilla iliotibial, y que en su trayecto óseo pasa por la tibia, el fémur, cuello femoral, cabeza, acetábulo, ala iliaca y tubérculo ilíaco; pero estimamos que la situación del tubérculo ilíaco está más condicionada por los abductores, que presentan una inserción más próxima en el trocánter mayor y con direcciones mas variables por el ángulo de anteversión femoral, que por la inserción tibial de la cintilla iliotibial, mas alejada, y que además aprovecha el relieve del trocánter mayor como polea de reflexión para hacer más eficaz su acción de tirante.

Consideramos que el segmento que une el centro del acetábulo con el tubérculo ilíaco, punto "CR", estará inclinado con respecto al plano frontal, de manera que su inclinación

hacia adelante se reflejará en un desplazamiento hacia atrás del centro del acetábulo, y el trocánter tendrá que ir mas atrás todavía, siendo el ángulo de anteversión mayor. Su inclinación hacia atrás desplazará hacia adelante el centro del acetábulo, y el trocánter tendrá que ir también hacia delante, siendo el ángulo de anteversión menor. De esa forma los tres puntos clave del círculo de sobrecarga estática de la cadera, centro del acetábulo, trocánter mayor y tubérculo ilíaco, mantendrán sus posiciones relativas.

En el estudio de los conjuntos hemos podido establecer correlaciones entre los ángulos reales del fémur y el ángulo de inclinación femoral.

EM-C	INM	0.5047, 0.0003, 48
M_DP	INM	0.5015, 0.0003, 48

Es muy llamativa la buena correlación entre los ángulos reales, que orientan la extremidad proximal del fémur y el ángulo de inclinación medio, tanto mas cuanto que no existe correlación válida entre esos mismos ángulos proyectados.

Existen también correlaciones entre ángulos y otros parámetros acetabulares con los parámetros femorales lineales que sitúan la cabeza femoral respecto del sistema de referencia elegido.

Angulos del acetábulo.

CAB_A	ANM	.3142, .0402, 43
CAB_A	ANS	.3482, .0221, 43
CAB_A	INI	.3217, .0378, 43

CAB_A	INM	.3060,	.0460,	43
CAB_A	INS	.3159,	.0390,	43
CAB_B	ANI	.3404,	.0255,	43
CAB_B	ANS	.3108,	.0425,	43

Angulos de líneas que unen puntos de referencia básicos.

CAB_A	APY	-.3553,	.0194,	43
CAB_A	ASY	.5507,	.0002,	42
CAB_A	CRCY	.5139,	.0004,	43
CAB_C	CRCY	-.2956,	.0534,	43

Parámetros lineales.

CAB_A	CRX	.5395,	.0002,	43
CAB_A	YC	.4026,	.0082,	42
CAB_A	CZ	.3329,	.0290,	43
CAB_A	A_P	.3514,	.0225,	43
CAB_C	CRY	.4627,	.0018,	43
CAB_C	CX	.3286,	.0335,	43
CAEDP	CRX	.4833,	.0068,	46

Es lógico encontrar estas correlaciones entre los parámetros que sitúan la cabeza femoral, ya que es lo mismo situarla mediante ángulos que mediante coordenadas, y las tres medidas de la cabeza no son mas que coordenadas espaciales del sistema de referencia establecido para el fémur, lo que una vez mas nos confirma la propiedad de los planos elegidos.

SIGNIFICADO DE LAS SIGLAS UTILIZADAS EN ESTE APARTADO

A-ANT	Angulo de anteversión femoral.
A_P	Anchura del ala ilíaca.
ACATM	Diferencia entre las distancias del centro de la cabeza femoral y del trocánter menor respecto del plano de apoyo.
ALTMA	Altura máxima del coxal.
ANCMi	Anchura mínima del coxal.
ANI	Angulo de anteversión inferior.
ANM	Angulo de anteversión medio.
ANS	Angulo de anteversión superior.
AP	Anchura del ala ilíaca.
APY	Angulo entre AP y el eje de abcisas.
ASY	Angulo entre AS y el eje de abcisas.
C_DP	Angulo cérico diafisario proximal real.
CAB_A	Distancia del centro de la cabeza al plano de apoyo.
CAB_B	Distancia del centro de la cabeza al plano sagital.
CAB_C	Distancia del centro de la cabeza al plano tangente distal a los cóndilos femorales.
CACON	Proyección de la cabeza sobre los cóndilos.
CAEDP	Distancia entre la cabeza y el eje diafisario proximal.
CDPL	Angulo entre los ejes cervical y diafisario proximal en visión lateral interna.
CEML	Angulo entre los ejes cervical y mecánico en visión lateral interna.
CRCY	Angulo entre la línea CRC y el eje Y.
CRCZ	Angulo entre la línea CRC y el eje Z.
CRX	Ordenada del punto del tuberculo ilíaco, Pelvis.
CRY	Abcisa del punto del tuberculo ilíaco, Pelvis.
CRZ	Coordenada Z del punto del tuberculo ilíaco, Pelvis.
CX	Coordenada X del centro el acetábulo, Pelvis.
CY	Coordenada Y del centro el acetábulo, Pelvis.
CYLA	Angulo entre los ejes cervical y de abcisas en visión lateral interna.
CZ	Coordenada Z del centro el acetábulo, Pelvis.
DLON	Diámetro longitudinal.
DTRA	Diámetro trasverso del acetábulo.
EM_C	Angulo cérico-mecánico real.
EM_DP	Angulo real entre los ejes mecánico y diafisario proximal en visión lateral interna.
EMYL	Angulo entre los ejes mecánico y de abcisas en visión lateral interna.

FLECH	Flecha máxima del fémur.
HEM	Hemiesfera de medida.
INM	Angulo de inclinación del acetabulo medio.
INI	Angulo de inclinación del acetabulo inferior.
INS	Angulo de inclinación del acetabulo superior.
IY (PEL)	Coordenada Y de I, punto de referencia del isquion, en las pelvis.
PFL_A	Distancia del punto de medida de la flecha.
PSOAS	CAB_B menos TME_B
S_I	Distancia entre los puntos de la sínfisis y el isquion.
TEMECO	Proyección del trocanter menor sobre los cóndilos.
TME_A	Distancia entre trocanter menor y el plano de apoyo.
TME_B	Distancia entre trocanter menor y el plano sagital.
XCR	Coordenada X del tubérculo ilíaco, en el segundo sistema de referencia para los coxales aislados.
YCR	Coordenada Y del tubérculo ilíaco, en el segundo sistema de referencia para los coxales aislados.
YP	Coordenada Y del punto de referencia de la espina ilíaca posterior superior, en el segundo sistema de referencia para los coxales aislados.
ZC	Coordenada Z del centro del acetábulo en el primer sistema de referencia para los coxales aislados.

9 CONCLUSIONES.

Los valores obtenidos en las determinaciones de los parámetros que sitúan la cabeza respecto de la diáfisis femoral pueden utilizarse para el diseño de prótesis de cadera.

La variabilidad de la situación del trocánter menor respecto del centro mecánico de rotación de la cabeza femoral explica las controversias respecto a la acción rotadora del músculo Psoas Ilíaco.

Al apoyar el fémur sobre un plano horizontal, el plano definido por la cara posterior de los cóndilos femorales y la cresta intertrocantérea guarda relación directa con el eje mecánico del hueso.

La situación del epicóndilo lateral y la cara externa del trocánter mayor está en relación directa con el eje mecánico del fémur.

La orientación del eje diafisario proximal respecto de la vertical tiene un valor medio de 8.38° en visión late-

ral interna, con una desviación típica de 3.05; y de 8.38° en sentido anteroposterior, con una desviación típica de 3.42.

La materialización del centro de la cavidad acetabular mediante una hemiesfera es un medio fiable para establecer sus relaciones con los restantes detalles anatómicos del coxal.

Las cifras aceptadas para valorar el ángulo de anteversión acetabular solo son válidas si son determinadas en el ecuador de la cabeza femoral, existiendo importantes variaciones cuando se mide la anteversión en el cuarto proximal o distal del acetábulo.

Los valores aceptados para el ángulo de inclinación acetabular solo definen la disposición del cuarto posterior de la ceja acetabular, quedando desconocidas la situación del centro del acetábulo y del borde anterior.

Existe correlación entre los ángulos que orientan la cabeza femoral y los que sitúan el acetábulo.

Los ángulos del eje mecánico y del eje diafisario del fémur en visión lateral presentan una distribución con gran asimetría y concentración de los resultados que sugiere la existencia de ángulos límite mas allá de los cuales la función puede quedar alterada.

La variabilidad de los parametros angulares de las piezas oseas normales nos permite deducir que la información

clínica de dichos parametros considerados cada uno de forma aislada es necesario revisarla.

El tubérculo ilíaco tiene una significación funcional evidente respecto a la situación espacial de la articulación coxofemoral.

La situación variable de la cavidad acetabular respecto del coxal, y de los trocánteres respecto de la cabeza femoral, se deben corresponder con las diferencias individuales de los distintos grupos musculares que actúan sobre la articulación, cuyo conocimiento debe ser analizado para poder explicar las diferentes situaciones espaciales de la misma.

Nos encontramos en condiciones de afirmar que el cuello femoral situado espacialmente por los ángulos céntrico mecánico real y de anteversión, se sitúa lejos del trayecto de la resultante de las fuerzas hasta ahora admitida en la cadera.

La biomécanica de la cadera deberá valorar además de las fuerzas que actúan sobre la cabeza femoral, la transmisión de las mismas al cuello y a la diáfisis femorales, explicándola en las diversas situaciones espaciales que hemos encontrado y en cualquiera de las posiciones que la movilidad de la articulación hace posibles.

B I B L I O G R A F I A

10 BIBLIOGRAFIA

AEBY, C. (1863); citado por Catchcart (1973).
Die Sfaroidgelenke der Extremitatengurtel.
Zeitsel. f. rat. Med. XVII, 1863.

AFOKE, N.Y.; BYERS, P.D.; HUTTON, W.C. (1984).
The incongruous hip joint. A loading study.
Ann. Rheumat. Dis. 43 (2) :295-301, 1984.

AKERBLOM, B. (1948); citado por Evans (1962) loc. cit. pág. 42.

ALKER, J.M.; GOLDSMITH, C.H. (1981).
Morphometric study of the fetal development of the human hip joint: Significance for congenital hip disease.
Yale J. Biol. Med. 54, :411-437, 1981.

ALTMANN, F. (1925); citado por Rydell (1966).
Untersuchungen über die Torsio femoris und damit im Zusammenhang stehende Fragen.
Z. Anat. Entwicklungsgesch. 75 :82-126, 1925.

ALTMANN, F. (1924); citado por Elftman (1945).
Untersuchungen über die Torsio femoris.
Zeit. Anat. Entwickl. Vol 75, :88-126, 1924.

ALVIK, I. (1960).
Increased anteversion of the femoral neck as sole sign of dysplasia coxae.
Acta Orthop. Scand. 29 :301-306, 1960.

AMANTINI; citado por Pérez Casas (1978), loc. cit. pág. 439.

ANDA, S.; DALE, L.G.; BENUM, P. (1986).
The acetabular sector angle of the adult hip determined by computed tomography.
Acta Radiol. (Diag) (Stockh) 1986, Jul-Aug 27(4) :443-7.

ARDNER, E.; GRAY, D.J. (1950); citado por Trueta (1975).

- ARKIN, A.M.; KATZ, J.F. (1956).
The effects of pressure on epiphyseal growth.
J. Bone Joint Surg. 38-A, 5 :1056-1076, 1956.
- ARMBUSTER, T.G.; GUERRA, J.; RESNICK, D.; GEOERGEN, T. G.;
FEINGOLD, M. L.; NIWAYAMA, G. y DANZING, L. A. (1978).
The adult hip: an anatomic study. Part I. The bony landmark. Radiology 128 :1-10, 1978.
- AVERILL, R.G.; PATCHMAN, N.; JAFFE, W.L. (1982).
A basic dimensional analysis of normal human proximal femora. Proceeding of the eighth Annual Northeast Bioengineering Conference Massachusetts, 1980. Institute of technology Cambridge :352-356, 1982.
- AUWELS. F. (1978).
Biomécanique de l'appareil moteur.
Cáp. 1. La fracture du col femoral. Un problème mécanique.
Editorial Springer Verlag Berlín, Heidelberg, 1978. (1935-1976).
- BACKMAN, S. (1957); citado por Rydell (1966).
The proximal end of the femur.
Acta Radiol. Stockl. Supl. 146 :1-166, 1957.
- BANKS, H.H. (1933); citado por Tronzo (1980).
Bone growth in health and disease.
Ed. Oxford University Press, London, 1933.
- BARDEEN, C.R. (1905).
Studies on the development of the human skeleton. Part C.
The development of the skeleton of the posterior limb.
Am. J. Anat. 4 :279-302, 1905.
- BEDOUELLE, J. (1954).
Le developpement du cotyle normal. Etude Radiologique.
Rev. Chir. Orthop. 40 :526-541, 1954.
- BEDOUELLE, J. (1982).
Antetorsion des cols femoraux.
Rev. Chir. Orthop. 68 :5-13, 1982.
- BELLUGUE; citado por Kapandji (1977), loc. cit. pág. 28.
- BERTAUX (1889); citado por Walmsley (1915), loc. cit. pág 308.
L'Umerus et le Femur.
Lille, 1889.

BERTIN; citado por Orts Llorca (1952), loc. cit. pág. 288.

BIGELOW, H.J. (1869).

The mechanism of dislocation and fracture of the hip.
Editorial Phillip Sampson, Boston, 1869.

BILLING, L. (1954); citado por Manlot, loc. cit. pág. 69 y por Rydell, loc. cit. pág. 9, (1966).

Roentgen examination of the proximal femur end in children and adolescents.

Acta Radiol. Suppl. 110, 1954.

BIGELOW, H.J. (1875).

The true neck of the femur : Its structure and pathology.
Boston Med. as. Surg. J., 92 :29-33, 1875.

BOMBELLI, R. (1985).

Artrosis de la cadera.

Editorial Salvat, Barcelona, 1985 (1ª ed. 1976 Springer Verlag).

BOONE, D.C; AZEN, S.P. (1979).

Normal range of motion of joints in male subjects.

J. Bone Joint Surg. 61-A, 5 :756-759, 1979.

BOUCHET, A.; CUIILLERET, J. (1979).

Anatomía descriptiva, Topográfica y funcional. Miembros inferiores.

Editorial Panamericana, Buenos Aires, 1979.

BRAND, R.A.; CROWNINSHIELD, R.D.; WITTSTOCK, C.E.; PEDERSEN, D.R.; CLARCK, C.R. (1982).

A model of lower extremity muscular anatomy.

J. Biomech. Eng. 104 :304-310, 1982.

BRAUNE, W.; FISCHER, O. (1889); citado por Kummer (1955), loc. cit. pág. 36.

Über den schwerpunct des menschlichen körpers.

Abh. Kgl. Sächs. Ges. Wiss, Math. Phys. Kl. 15, Leipzig, Hirzel, 1889.

BRAUNE, W.; FISCHER, O. (1892).

Bestimmung der Trägheits momente des menschlichen körpers und seiner glieder.

Abhandl. Math. Phys. Cl. d. k. Sachsis. Gesellsch. d. Wissensch, 18 :409, 1892.

BRAUS, H. (1921); citado por Getz (1955), loc. cit. pág. 19.

Anatomie des menschen I : Bewegungsapparat.
Editorial Julius Springer, Berlin, 1921.

BRESOT, CH.; VIGNON, E.; ARLOT, M.; VIGNON, G. (1980).
La Hanche normale. Examen clinique et radiologique.
Encycl. Med. Chir. Paris. Appaareil Locomoteur 14317-A-10,
4-1980.

BRINCKMANN, P. y col. (1981).
Sex differences in the skeletal goemetry of the human
pelvis and hip joint.
J. Biomechanics. 14 :427-430, 1981.

BROCA, (1896); citado por Testut (1904), loc. cit. pág.
414.

BROOKES, M.; WARDLE, E.N. (1962).
Muscle actions and the shape of the femur.
J. Bone Joint Surg. 44-B, 2 :398-411, 1962.

BROUGHTON, N.S.; BROUGHAM, D.I.; COLE, W.G.; MENELAUS, M.B.
(1989).
Reliability of radiological measurements in the assessment
of the child's hip.
J. Bone Joint Surg. 71-B :6-8, 1989.

BROWN, T.D.; SHAW, D.T. (1983).
In vitro contact stress distributions in the natural human
hip. J. Biomechanics. 16 (6) :373-84, 1983.

BROWN, T.D.; DIGIOGIA, A.M. (1984).
A contact-coupled finite element analysis of the natural
adult hip.
J. Biomechanics. 17, 6 :437-48, 1984.

BUCHET, C. (1959); citado por Mendoza (1961) y por Desclous
(1960). Contribution a l'etude de la mecanique de l'han-
che. Incidences pratiques.
Tesis Doctoral, Maloine, Paris, 1959.

BUDIN, E.; CHANDLER, M.E. (1957).
Measurement of the femoral neck anteversion by a direct
method. Radiology 69 :209-213, 1957.

BULLOUGH, P.; GOODFELLOW, J.; O'CONNOR, J. (1973).
The relationship between degenerative changes and load-
bearing in the human hip.
J. Bone Joint Surg. 55-B, 4 :746-758, 1973.

- BURNY, F. (1975).
Propriétés mécaniques du tissu osseux.
Acta Orthop. Belg. 41 Suppl. I: 9-23, 1975.
- BURNY, F. et col. (1974).
Aperçu historique.
Acta Orthop. Belg. 40 (5-6): 563-609, 1974.
- BURSTEIN, A.H.; CURREY, J.D.; FRANKEL, V.H.; REILLY, D.T. (1972).
The ultimate properties of bone tissue: The effect of yielding. J. Biomechanics. 5 :32-44, 1972.
- CABOT, J.R.; PERALBA, S.A. (1952); citado por Rydell- (1966).
Biomechánica de la cadera.
Rev. Esp. Reum. 4 :409-419, 1952.
- CABOT, J.R.; VILARRUBIAS, J.M. (1971).
Biomechánica de la cadera.
Práctica quirúrgica. Vol. IV, Aparato Locomotor. Pi-Figueras Editorial Salvat, Barcelona, 1971.
- CALDWELL, W.E.; MOLOY, H.C. (1933).
Anatomical variations in the female pelvis and their effects in labor with a suggested classification.
Am. J. Obstet. and Gynec. 26 :479-505, 1933.
- CAÑADELL, J. (1976).
Lesiones del cartílago de crecimiento.
Ponencia oficial al IV Congreso de la SECOT, SAOT y SIOT.
Editorial: Impreso Gráficas Urania, Málaga, 1976
- CAREY, E.J. (1929); citado por Rydell (1966).
Studies in the dynamics of histogenesis.
Radiology 13 :127-168, 1929.
- CAREY, E.J. (1921); citado por Trueta (1975).
Studies on the dynamics of histogenesis compression between accelerated growth centres in the segmental skeleton as a stimulus to joint formation.
Amer. J. Anat. 29 :93, 1921.
- CARTER, D.R.; VASU, R.; HARRIS, W.H. (1983).
Periacetabular stress distributions after joint replacement with subchondral bone retention.
Acta Orthop. Scand. 54 :29-35, 1983.
- CASTAING, J.; BUCHET, C.; DELANEAU, J. y GROUSSIN, P.

(1960).

L'appui antéro-supérieur de la tête fémorale, son étude radiologique.

Rev. Chir. Orthop. 46 :638-647, 1960.

CASTELEIRO GONZALEZ, R. (1988).

Biometría femoral.

Universidad de Alcalá de Henares, Facultad de Medicina.

Tesis Doctoral, 1988.

CATHCART, R.F. (1973).

New ideas in the desing and function of the Austin Moore prosthesis.

Orthopedics Vol. 11, 3 :15-22, Mar. 1973.

CHARNLEY, J. (1979).

Low friction arthroplasty of the hip.

Editorial Springer Verlag, Berlin, 1979.

CHARPY (1892).

Etudes d'anat. appliquée.

Paris, 1892.

CHARPY; citado por Walmsley (1941), loc. cit. pág. 335.

CHARPY (1884); Citado por Testut (1904) loc. cit. pág. 414.

Bull. de la Soc. d'Anthropologie de Lyon, 1884.

CHEYNEL, J; HUET, R. (1952).

Anatomie comparée de la hanche du nouveau-né blanc et noir.

Rev. Chir. Orthop. 38 :279-286, 1952.

CHEYNELL, J. (1954).

Introduction a la pratique chirurgicale de la hanche.

Editorial G. Doin, París, 1954.

CHIGOT, P.L.; LABBE, G. (1962).

Allongement cervicaux apres section du grand trochanter chez l'enfant.

Rev. Chir. Orthop. 48 :199-207, 1962.

CHUNG, S.M.K. (1976).

The arterial supply of the developing end of the human femur. J. Bone Joint Surg. 58-A :961, 1976.

CIROTEAU, Y. (1982).

Corrèlations des structures osseuses de la hanche.

Rev. Chir. Orthop. 68 :14-19, 1982.

- CLARK, J.M.; HAYNOR, D.R. (1987).
Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by
computed tomography.
J. Bone Joint Surg. 69-A, 7 :1021-1031, 1987.
- CLAYSONS, S.J.; NEWMAN, I.M.; DEBEVEC, D.F.; ANGER, R.W.;
SKOWLUND, H.V. (1962).
Evaluation of movility of the hip and lumbar vertebrae of
normal young women.
Arch. Phys. Med. 43: 1-8, 1962.
- CLARK, K.C. (1980).
Posiciones en radiografía.
Editorial Salvat Editores. Tomo 1, Barcelona, 1980.
- COBAU, A. (1930,1).
La morphologie de l'os iliaque considéré au point de vue
structural.
Annales d'Anatomie pathologique y d'Anatomie normale medico
Chirurgicale. :383-386, Mars 1930.
- COBAU, A. (1930).
Sur la structure et sur la morphologie du bassin osseux.
Annales d'Anatomie pathologique y d'Anatomie normale medico
Chirurgicale. :386-388, Mars 1930.
- COMPERE, E.L.; GARRISON, M.; FAHEK, J.L. (1940).
Deformities of the femur resulting from arrestment of the
capital and greater trachanter epiphyses.
J. Bone Joint Surg. 22 :909-915, 1940.
- COMTET, J.J.; ROZIER, T.; VASSAL, R.; ARENE, J.M.; FISCHER,
L. (1967).
Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse
des os longs chez l'homme.
Rev. Chir. Orthop. 53, 1 :3-21, 1967.
- CONTINI, R.; citado por Rydell (1966).
- CROWNNINSHIELD, R.D.; JOHNSTON, R.C.; BRAND, R.A.; PEDER-
SEN, D.R. (1983).
Pathologics ligamentous constraint of the hip.
Clin. Orthop. 181 :291-297, Dec 1983.
- CRUVEILHIER, J. (1835); citado por Hubert (1856), loc. cit.
pág. 14.
Anatomie Pathologique du Corps Humaine.
Paris, 1835.

CULMANN, (1867). Citado por Testut (1932).

DA SILVA, O.L. (1964); citado por Rydell (1966).
Estrutura interna da extremidade superior de femur.
Universidade do Brasil, Rio de Janeiro, 1964.

DE MARCHI, E.; PIPINO, F. (1977).
La patologia del cartilago de crecimiento proximal del
fémur. Rev. Ortop. Traum. 21-IB :367-386, 1977.

DE SOUZA; VITTI, (1966); citados por Pérez Casas (1978),
loc. cit. pág. 464.

DEE y col, (1969); citados por Pérez Casas (1978), loc.
cit. pág. 441.

DEGA, W. (1933).
Ricerche anatomiche e meccaniche sull'anca fetale. Rivolte
a chiarire l'etiologia e la patogenesi della lussazione
congenita.
Chir. Organi di Movimento, 18 :425-505, 1933.

DENHAM, R.A. (1959); citado por Rydell (1966).

DESCLOUS, P.Ph. (1960).
Anatomie fonctionnelle de la hanche.
Rhumatologie, 12, :55-97, 1960.

DEVAS, M.B. (1965).
Stress fractures of the femoral neck.
J. Bone joint Surg. 47-B, 4 :728-738, 1965.

DIETSCHI, C.; SCHREIBER, A.; HUGGLER, A.H.; JACOB, H.
(1975).
Experimental investigation of deformation of the weight-
bearing acetabulum.
Acta Orthop. Belg. 41 (Sup I) :153-157, 1975.

DIMEGLIO, A.; POUS, J.G. (1977).
La hanche paralytique.
Encycl. Méd.-Chir. (Paris) Appar. Locom., Fasc. 15370 B-10,
(9-1977).

DOSTAL, W.F.; ANDREWS, J.G. (1981).
A three-dimensional biomechanical model of hip musculature.
J. Biomechanics. 14, 11 :803-812, 1981.

DOWSON, D. (1967); citado por Reilly (1988), loc. cit. pág.
497.

Modes of lubrication in human joints.

Proc. Inst. Mech. Eng. 1813J :45, 1967.

DREHMANN, G.G. (1909).

Steitfragen aus den Gebiet der Angeborenen Hüftverrenkung.
Verhlg. Dtsch. Orthop. Ges. Ortho. Chir. Vol XXIV, 8 :2-19,
1909.

DRERUP, B.; HIERHOLZER, E. (1987).

Movement of the human pelvis and displacement of related
anatomical landmarks on the body surface.

J. Biomechanics Vol 20; nº 10 :971-977, 1987.

DUCHENNE; citado por Pérez Casas (1979), loc. cit. pág.
463.

DUNLAP, K.; SWANSON, A.B.; PENNER, R.S. (1956).

Studies of the hip joint by means of lateral acetabular
roentgenograms.

J. Bone Joint Surg. 38-A, 6 :1218-1230, Dec 1956.

DUNLAP, K.; SHANDS, A.R.; HOLLISTER, L.C.; GAUL, J.S.;
STREIT, H.A. (1953).

A new method for determination of torsion of the femur.

J. Bone Joint Surg. 35-A, 2 :289-311, 1953.

DUNN, D.M. (1952).

Anteversion of the neck of the femur. A method of measure-
ment.

J. Bone Joint Surg. 34-B, 2 :181-6, 1952.

DUPARC, J.; BADELON, O.; CAVAGNA, R.; ROMAIN, F.; FROT, B.
(1987).

La correction des vices architecturaux par osteotomie
femoral et /ou butée.

Rev. Chir. Orthop. 73, 8 :591-600, 1987.

DURHAM, H.A. (1915).

Anteversion of the femoral neck in the normal femur and its
relation to congenital dislocations of the hip.

J. Am. Med. Assn. 65, 3 :223-4, 1915.

EBRUNNER, H. (1958); citado por Rydell (1966).

Ueber einige orthopädische Probleme.

Praxis 47 :262-266, 1958.

ECHAMBRE, H.; TEINTURIER, P. (1966).

Etude radiographique de l'antéversion du cotyle.

J. Radiol. Elctrol. 47, 5 :207-212, 1966.

ELFTMAN, H. (1945).

Torsion of the lower extremity.

Am. J. Phys. Anthropol. 3 :255-265, 1945.

ESTEBAN MUJICA, B. (1981).

Desviaciones de los ejes de los miembros inferiores en la infancia.

Editado por la S.E.C.O.T., Gijón, 1981.

ERKEL, F.; citado por Rydell (1866).

EUNIER, P.; LEFEVRE, C.; LE-SAOUT, J.; KERBOUL, B.; RIOT, O.; MERIOT, P.; COURTOIS, B.; BELLET, M. (1987).

A methode simple de la mesure de l'anteversion du cotyle a partir d'une radiographie de la hanche de face.

J. Radiol. 68 (12) :799-804, 1987.

MEYER, H. (1867).

Die architectur der spongiosa.

Reichert und Du Bois-Reymond's Arch. :615, 1867.

EVANS, F.G.; KING, A.J.; citado por Rydell (1966).

FABER (1938).

Untersuchungen über die Aetiologie und pathogenese der angeborenen Hüftgelenksverrenkung.

Editorial George Thieme, Leipzig, 1938.

FARABEUF; citado por Kapandji (1977), loc. cit. pág. 58.

EVANS, F.G.; PEDERSEN, H.E.; LISSNER, H.R. (1951).

The role of tensile stress in the mechanism of femoral fractures.

J. Bone Joint Surg. 33-A, 2 :485-501, 1951.

EVANS, F.G.; VICENTELLI, R. (1969).

Relation of collagen fiber orientation to some mechanical properties of human cortical bone.

J. Biomechanics. 2 :63, 1969.

EVANS, F.G. (1957); citado por Palacios (1980), loc. cit. pág. 109.

Stress and strain in bones.

Editorial Springfield Charles C Thomas, 1957.

EVANS, F.G.; RIOLO, M.L. (1970).

Relation between the fatigue life and histology of the adult human cortical bone.

J. Bone Joint Surg. 52-A, 8 :1579-1586, 1970.

EVANS, F.G.; LISSNER, H.R. (1948).
Stresscoat deformation studies of the femur under statics
vertical loading.
Anat. Rec. 100 :159, 1948.

EVANS, F.G.; LISSNER, H.R. (1955).
Studies on pelvis deformation and fractures.
Anat. Rec. 121 :141, 1955.

EVANS, F.G. (1962).
Stress and strain of posture expressed in the construction
of man's weight-bearing skeletal structures.
Clin. Orthop. 25 :42-54, 1962.

EVANS, F.G.; LISSNER, H.R. (1959).
Biomechanical studies on the lumbar spine and pelvis.
J. Bone Joint Surg. 41-A, 2 :278-290, 1959.

FELL, H. (1932); citado por Marsá Vila (1986), loc. cit.
pág. 1.

FERNANDEZ CAMACHO, F.J. (1990).
Biometria del coxal.
Tesis doctoral. Alcalá de Henares, Madrid 1990.

FERNANDEZ, C.I. (1965).
La cirugía del acetábulo en la luxación congénita de la
cadera.
Editorial facto, Valencia, 1965.

FERNANDEZ y FERNANDEZ, I. (1968).
Cirugía de las displasias luxantes de la cadera.
Rev. Esp. Cir. Osteoarticular, 15 :213, 1968.

FERRER TORRELLES, M.; CEBALLOS, M.T. (1982).
Embryology of the hip in relation to congenital disloca-
tion.
Capítulo I en Tachdjian: Congenital dislocation of the Hip.
1982.

FERRIS, B.D.; DODDS, R.A.; KLENERMAN, L.; BITENSKY, L.;
CHAYEN, J. (1987)
Major components on bone in subcapital and trochanteric
fractures.
J. Bone Joint Surg. 69-B, 2 :234-237, 1987.

FERRIS, D.; KENNEDY, C.; BHAMRA, M.; MUIRHEAD-ALLWOOD, W.

(1989). Morphology of the femur in proximal femoral fractures.

J. Bone Joint Surg. 71-B, 3 :475-477, 1989.

FESSLER, H.; citado por Rydell (1966).

FICK, A. (1903); citado por R. Fick (1911).

Statische Betrachtung der Muskulatur des Oberschenkels mit einer enteitenden Bemerkung von C. Ludwig. Ztschr. f. rat. Med. 1849 und A. Fick Gesammelte Schriften, Würzburg, 1903, Bd. I.S. 415.

FICK R. (1911).

Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke.
Editorial Fischer, Tomo II, Jena, 1911.

FISCHER, O. (1899); citado por Pauwels (1978).

Der Gang des Menschen II. 2ª parte.
Leipzig, 1899.

FRANKEL, V.H. (1986).

Biomechanics of the hip joint.
Instr. Course Lect. 35 :3-9, 1986.

FRANKEL, V.H.; BURSTEIN, A.H. (1973).

Biomecánica ortopédica.
Editorial Jims, Barcelona, 1973.

FREDENSBORG, N.S. (1976).

The CE angle of normal hips.
Acta Orthop. Scand. 47 :403-5, 1976.

FRANKEL, V.H. (1960).

Mechanical factors for internal fixation of the femoral neck.
Acta Orthop. Scand. 29 :21-42, 1960.

FRANKEL, V.H. (1980)

Biomecánica de la cadera.
Cap. 5 en Tronzo. Editorial Panamericana, Buenos Aires.
1980.

FREEMAN, M.A.R.: (1978).

Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head.
Clin. Orthop. 134 :19-24, 1978.

FÜRST, L. (1875).

Die maxi und neigungsverh altnise best beckms.

Leipzig, 1875.

FREEMAN, M.A.R. (1986).

Whi resect the neck ?

J. Bone Joint Surg. 68-B, 3 :346-349, 1986.

GALILEI, G. (1638).

Due nuove scienze. Mecanica. Diálogo 1. Citado por Koch (1917).

Reimpresión en Torino 1958, Leida, 1638.

GALLI, C.; citado por Trueta, (1969).

Trabajo no publicado.

GALLOIS and BOSQUETTE (1908).

Etude sur l'architecture interieur des os.

Revue de Chirurgie 37 :502-524, y :693-740, 1908.

GARDEN, R.S. (1961).

The structure and function of the proximal end of the femur.

J. Bone Joint Surg. 43-B, 3 :576-89, 1961.

GARDNER, C. (1953); citado por Trueta (1975).

Physiology of joints. Phisiologicals mechanisms in movable joints.

Amer. Acad. Orthop. Surg. 10 :251, 1953.

GELBERMAN, R.H.; COHEN, M.S.; DESAI, S.S.; GRIFFIN, P.P.; SALAMON, P.B.; O'BRIEN, T.M. (1987).

Femoral anteversion.

J. Bone Joint Surg. 69-B, 1 :75-79, 1987.

GETZ, B. (1955).

The hip joint in Lapps.

Acta Orthop. Scand. Suppl. 18, 1955.

GIL GARAY, E.; DELGADO BAEZA, E.; SERRADA HIERRO, A.- (1988).

Acetabular dysplasia in the rat induced by injury to the triradiate growth cartilage.

Acta Oerthop Scand. 59 (5) :516-519, 1988.

GILIS; citado por Pérez Casas (1978), loc. cit. pág. 441.

GOMEZ OLIVEROS, L. (1964).

Lecciones de Anatomía Humana. Anatomía General. Tomo I. Fascículo 1º.

Editorial Marbán, Madrid, 1964.

- GOMEZ OLIVEROS, L. (1960).
Lecciones de Anatomía Humana. Osteología. Tomo I. Fascículo 2º.
Editorial Marbán, Madrid, 1960.
- GONZALEZ, M.; RUIZ, J.; RUIZ, J. (1988).
Estudio de la relación entre el centro de la cabeza femoral y el extremo superior del trocanter mayor.
Comunicación al Congreso de la SECOT 1988, Barcelona.
- GREENLAW, (1973); citado por Pérez Casas (1978), loc. cit. pág. 465.
- GREENWALD, A.S.; NELSON, C.L. (1973).
Biomechanics of the reconstructed hip
Orthop. Clin. North America 4 :435-447, 1973.
- GRIFFITHS, W.E.G.; SWANSON, S.A.V.; FREEMAN, M.A.R. (1971).
Experimental fatigue fracture of the human cadaveric femoral neck.
J. Bone Joint Surg. 53-B, 1 :136-143, 1971.
- GRÜNEWALD, J. (1920); citado por Rydell (1966).
- HAM, A.W. (1970).
Tratado de histología.
Sexta Edición. Nueva Editorial Interamericana, México DF, 1970.
- HAMILTON, W.J. y col. (1956); citado por Trueta (1975).
Human embryology. Prenatal development of form and function.
Editorial W. Hetter and Sons Ltd., Cambridge, 1956.
- HARRIS, N.H.; LLOYD-ROBERTS, G.C.; GALLIEN, R. (1975).
Acetabular development in congenital dislocations of the hip.
J. Bone Joint Surg. 57-B, 1 :46-52, 1975.
- HARRISON; citado por Ponseti V.I. (1978).
- HARRIS, H.A. (1933); citado por Tronzo (1980).
Bone growth in health and disease.
Editorial Oxford University Press., London, 1933.
- HARTMANN, F. (1950); citado por Testut (1932), loc. cit. pág. 427.

- HARTY, M. (1957).
The calcar femorale and the femoral neck.
J. Bone Joint Surg. 39-A, 3 :625-630, 1957.
- HARTY, M. (1982).
Anatomics considerations.
Orthop. Clinics of North America. Vol 13, 4, :667-679, Oct. 1982.
- HASSELBACHER, P. (1981).
The structure of the synovial membrane.
Clin. Rheum. Dis. 7 :57-69, 1981.
- HAUGE, F. (1965); citado por Rydell (1966).
- HAUGHTON, S. (1864); citado por Rydell (1966).
Notes on animal mechanics, on the muscular mechanism of the hip-joint in man.
Med. Times Gaz. 1 :638-641, 1864.
- HAUPT, E.C. (1963).
The relations of anteversion of the femur and the gross shape of acetabulum.
J. Bone Joint Surg. 45-A :658, 1963.
- HAVERS; citado por Palacios (1980), loc. cit. pág. 93.
- HEALY, W.L.; ANGLIN, J.O.; WASILEWSKI, S.A.; KRACKOW, K.A. (1988).
Distal femoral varus osteotomy.
J. Bone Joint Surg. 70-A, 1 :102-109, 1988.
- HENKE, W.; citado por Rydell (1966).
- HERIPRET, G. (1982).
Torsion fémoral et torsion tibiale. Mesures radiologiques.
Rev. Chir. Orthop. 68, 1 :29-31, 1982.
- HERNANDEZ, R.J.; TACHDJIAN, M.O.; POZNANSKI, A.K.; DIAS, L.S. (1981).
CT determination of femoral torsion.
Amer. J. Roentgenol. 137 :97, 1981.
- HERRLIN, K. (1983).
Radiographic measurement of the femoral neck anteversion. Comparison of two simplified procedures.
Acta orthop. Scand. 54 :141-147, 1983.
- HILGENREINER, H. (1925); citado por Wiberg (1939).

Zur Früdiagnose und Frühbehandlung der angeborenen Hüftgelenkverrenkung.

Med. Klin. 21 :1385-1425, 1925.

HIPOCRATES; citado por Palacios (1980), loc. cit. pág. 93.

HIRSCH, C.; BRODETTI, A. (1956); citado por Rydell (1966).
The weight bearing capacity of structural elements in femoral necks.

Acta Orthop. Scand. 26 :15-24, 1956.

HIRSCH, C.; FRANKEL, V.H. (1960); citado por Rydell (1966).
Analysis of forces producing fractures of the proximal end of the femur.

J. Bone Joint Surg. 42-B, 3 :633-40, 1960.

HOLM, N.J. (1980).

The development of a two-dimensional stress-optical model of the os coxae.

Acta Orthop. Scand. 52 :113-143, 1980.

HOLM, N.J. (1980).

The internal stress pattern of the os coxae.

Acta Orthop. Scand. 51 :421-428, 1980.

HOLTBY, J.R.D. (1918).

Some indices and measurements of the modern femur.

J. Anat. 54 :363-382, 1917-18.

HORWARTH, M. (1904); citado por Wiberg (1939).

Ztschr. f. Orthop. Chir. 12 :694, 1904.

HORWARTH, M. (1908); citado por Wiberg (1939).

Ztschr. f. Orthop. Chir. 2 :414, 1908.

HOWE, W.W.; LACEY, T.; SCHWARTZ, R.P. (1950).

A study of the gross anatomy of the arteries supplying the proximal portion of the femur and the acetabulum.

J. Bone Joint Surg. 32-A, 4 :856-866, 1950.

HUBBARD, D.D.; STAHELI, L.T. (1972).

The direct radiographic measurement of femoral torsion using axial tomography. Technic and comparison with an indirect radiographic Method.

Clin. Orthop. 86 :16-20, 1972.

HUBERT, L.J. (1956).

Mécanisme du développement du bassin et la production des ses principales anomalies.

Mem. Acad. Royale de Médecine de Belgique, 4 :1-63, Bruxelles, 1856.

HÜLSEN, (1989).

HUMPHRY, G.M. (1889).

The angle of the neck with the shaft of the femur at different periods of life and under different circumstances. J. Anat. and Physiol. London, 23 :273-283, 1888-89.

HÜNTER, W. (1743); citado por Tronzo y Harty (1982), loc. cit. pág. 673.

Of the structure and disease of articulating cartilage. Philos. Trans. Roy. Soc. London, 42: 514-521, 1743.

IDELBERGER, K.; FRANK, A. (1952); citado por Tönnis (1976), loc. cit. pág. 43.

Über eine neue Methode zur Bestimmung des Phanendachwinkels bei Jugendlichen und Erwachsenen. Z. Orthop. 82 :571, 1952.

IKEDA, A. (1982).

Anatomical and radiological studies of the internal architecture of the hip. (Autor's transl). Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi, 56, 1 :21-35, 1982 Jan.

INGALLS, N.W. (1924); citado por Elftman (1945).

Studies on the femur. Am. J. Phys. Athrop. Vol 7 :207-255, 1924.

INMAN, V.T. (1947).

Functional aspects of the abductor muscles of the hip. J. Bone Joint Surg. 29-A, 3 :607-619, 1947.

ISGARD, JD; BISGARD, ME. (1935).

Longitudinal growth of long bones. Arc. Surg. 31 :586, 1935.

JACQUEMIER, M.; CHRESTIAN, P.; RAMAHERISON, P.; FAURE, F.; BOUYALA, J.M. (1982).

Analyse des vices de torsion chez l'enfant par la tomodesitométrie. Rev. Chir. Orthop. 68 :24-28, 1982.

JAEGER, J.H. (1982).

Conséquences des torsion du col fémoral sur la hanche. Rev. Chir. Orthop. 68, 1 :47-49, 1982.

JAKOBSSON, A. (1954); citado por Rydell (1966).

JANSEN, (1920).

JEND, H.H. (1986).

Computed tomographic determination of the anteversion angle. Premises and possibilities.
ROFO 144 (4) :447-452, Apr 1986.

JOHANSSON, S. (1934).

Roentgenological studies of the anatomy of the proximal end of the femur.
Acta Orthop. Scand. 5 :358-380, 1934.

JOHNSTON, R.C.; BRAND, R.A.; CROWNINSHIELD, R.D. (1979).

Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships.
J. Bone Joint Surg. 61-A (5) :639-652, 1979.

JONSSON, B.; STEEN, B. (1963).

Function of the hip and thigh muscles in Romberg's test and standing at ease, an electromyographic study.
Acta Morph. Neer. Scandinavian, 5 :269-276, 1963.

JUDET, R.; LETOURNEL, E. (1974).

Les fractures du cotyle.
Editorial Masson et Cie, Paris, 1974.

JUDET, R.; JUDET, J.; LETOURNEL, E. (1964).

Fractures of acetabulum: Classification and surgical approaches for open reduction.
J. Bone Joint Surg. 46-A, 8 :1615-1646, 1964.

KAPANDJI, I.A. (1988).

Cuadernos de fisiología articular.
Editorial Masson, París, 4ª Edición, 1988. (1ª Edición 1970).

KENNEDY, W.R. (1983).

Treatment of fractures of the femoral neck using the cathcart prosthesis.
Sarasota Memorial Hospital, 1983.

KHOLER, R. (1985).

Luxation congenital de la hanche chez un nouveau-né apres grossesse tubaire.
Rev. Chir. Orthop. 71 :393-396, 1985.

KIMURA, (1952). Citado por Palacios (1980).

KINGSLEY, P.C.; OLMSTED, K.L. (1948).

A study to determine the angle of anteversion of the neck of the femur.

J. Bone Joint Surg. 30-A, 3 :745-751, Jul 1948.

KLEIN; citado por Esteban Mújica (1981).

KNESE, K.H. (1955); citado por Rydell (1966).

KOCH, J.C. (1917).

The laws of bone Architecture.

Am. J. Anat. 21, 2 :177-298, 1917.

KUMMER, B. (1986).

Biomechanical principles of the statics of the hip joint. Critical appraisal of a new theory.

Z. Orthop. 124 (2) :179-187, 1986.

KUNTSCHER, G. (1936); citado por Rydell (1966).

Die Spannungsverteilung am Schenkelhals.

Arch. Klin. Chir. 185 :308-321, 1936.

KUMMER, B. (1955, 56, 59); citado por Rydell (1966).

KUNTSCHER, G. (1935); citado por Rydell (1966).

Ueber den Nachweis von Spannungsspitzen am menschlichen Knochengerüst.

Gegenbaur. Morph. Jahr. 75 :427-444, 1935.

KUNTSCHER, G. (1935); citado por Rydell (1966).

Die bedeutung der Darstellung des Kraftflusses in Knochen für die chirurgie.

Arch. Klin. Chir. 182 :489-551, 1935.

LAAGE, H.; BARNETT, J.C.; BRADY, J.M.; DULLIGAN, P.J.; FETT, H.C.; GALLAGHER, T.F.; SCHNEIDER, B.A. (1953).

Horizontal lateral roentgenography of the hip in children. A preliminary report.

J. Bone Joint Surg. 35-A, 2 :387-9, Apr. 1953.

LAGASSE, D.J.; STAHELI, L.T. (1972).

The measurement of femoral anteversion. A comparison of the fluoroscopic and biplane roentgenographic methods of measurement.

Clin. Orthop. 86 :13-15, 1972.

LAGRANGE, J.; DUNOYER, J. (1962).

La vascularisation de la tête fémorale de l'enfant.

Rev. Chir. Orthop. 48, 2 :123-137, 1962.

- LAMARE, J.P.; LESOURD, G. (1968).
Etude anatomoradiologique de l'extrémité supérieure du fémur.
Rev. Chir. Orthop. 54, 8 :725-736, 1968.
- LANGE, F.V.; PITZEN, P. (1921); citado por Rydell (1966).
Zur Anatomie des oberen Femurendes.
Z. Orthop. Chir. 32 :105-134, 1921. (Bd 41)
- LANGENSKIÖLD, A.; SALENIUS, P. (1967).
Epiphysiodesis of the greater trochanter.
Acta Orthop. Scand. 38 :199-219, 1967.
- LANGERHANS, P. (1874); citado por Rydell (1966).
Beiträge zur Architektur der Spongiosa.
Virchow Arch. Path. Anat. 61 :229-240, 1874.
- LANGLAIS, F.; BOMBELLI, R.; MAQUET, P.; JACOMY, L.P.-
(1989). Ostéotomies de l'extrémité supérieure du fémur.
Encyclop. Med. Chir. 44654, 4, 1989.
- LANGMAN, (1963).
Embriología médica.
Editorial Interamericana, México, 1968. 1ª Reedición. 1ª Edición 1963.
- LANZ, T. von. (1949).
Anatomische und entwicklungsgeschichtliche Probleme an Hüftgelenk.
Verhandlungen der deutschen Orthopedischen gesellschaft 37 :7, 1949.
- LANZ.T von.; WACHSMUTH, W. (1938); citado por Rydell-
(1966), loc. cit. pág. 12.
Praktische Anatomie.
Editorial Julius Springer, Berlin, 1938.
- LAURENCE, G. (1958).
La naissance dy cotyle.
Rev. Prat. T. VIII, nº 17, :1985-1990, Junio 1958.
- LAURENSEN, R.D. (1965).
Development of the acetabular roof in the foetal hip.
J. Bone Joint Surg. 47-A, 5 :975, 1965.
- LAURENSEN, R.D. (1964).
The primary ossification of the human ilium.
Anat. Rec. 148 :209-218, 1964.

LANGLAIS, F.; THOMAZEAU, H. (1989).

Ostéotomies du genou.

Encycl. med. Chir. 44825, 4, 1989.

LANZ, T. von. (1951); citado por Pous (1978).

Ueber umwegige Entwicklung menschlichen Hüftgelenkes.

Schw. Med. Woch. 43 :1053-1056, 1951.

LAURENT, L.E. (1953).

Congenital dislocation of the hip.

Acta Chir. Scand. Suppl 179, 1953.

LE DAMANY, P. (1914).

Congenital luxation of the hip.

Am. J. Orthop. Surg. 11, 4 :541-567, 1914.

LE DAMANY, P. (1912).

La cavité cotylöide.

J. de l'anat. et physiol. 40 :387-413, 1904.

LE DAMANY, P., 1912.

LE DAMANY, P. (1903); citado por Rydell (1966).

Les torsions osseuses; leur rôle dans la tranformation des membres.

J. Anat. Physiol. (Paris) 39 :126, 313, 426, 534, 1903.

LE DAMANY, P. (1904).

Un défaut de la hanche humaine.

J. de l'anat. et physiol. 40 :1-21, 1904.

LEQUESNE, M. (1963).

Coxométrie. Mesure des angles fondamentaux de la hanche radiographique de l'adulte par un rapporteur combiné.

Rev. Rhum. 30, 7 :479-485, 1963.

LEQUESNE, M.; DE SEZE, S. (1961).

Le faux profil du bassin. Nouvelle incidence radiografique pour l'etude de la hanche. Son utilité dans ysplasies et les diferentes coxopaties.

Rev. Rhum. 28 :643-652, 1961.

LINN, F.C. (1967); citado por Reilly (1988), loc. cit. pág. 497.

Lubrication of animal joints: I. The Arthrotripsometer.

J. Bone Joint Surg. 49-A :1079-1098, 1967.

LITTLE, K.; PIMM, L.H.; TRUETA, J.; citado por Rydell (1966).

LIZAUR, A. de, (1985).

Análisis de los factores anatómicos y biomecánicos en las fracturas trocantéricas del anciano y resultados tras su tratamiento con el método de Ender.

Tesis Doctoral, Universidad de Alicante, 1985.

LUDE, L.; TAILLARD, W. (1964).

Le développement de la congruence articulaire de la hanche chez l'enfant.

Rev. Chir. Orthop. 50, 66 :757-776, 1964.

MAGILLIGAN, D.J. (1956).

Calculation of the angle of anteversion by means of horizontal lateral roentgenography.

J. Bone Joint Surg. 38-A, 6 :1231-1246, 1956.

MANLOT, D.; BERNAGEAU, J.; SAUVEGRAIN, J.; BOURDON, R. (1966).

Mesure directe tomographique de l'angle de déclinaison (antéversion) du col fémoral chez le grand enfant et l'adulte.

Rev. Chir. Orthop. 52, 1 :69-76, 1966.

MANOUVRIER, L. B. (1893)

La détermination de la taille d'après les grands os des membres, citado por Casteleiro,

Mec. Soc. Anhtrop. Paris, p. 347-401. 1893.

MANOUVRIER, L. B. (1904).

Conferencia en el Congreso Internacional de Antropología Prehistórica de París en 1889. Citado por Testut en su Tratado de anatomía humana, 5ª ed., Ed. Salvat, Barcelona, 1904, pág. 414.

MANOUVRIER, L. B. (1893).

La détermination de la taille d'après les grands os des membres, Mec. Soc. Anhtrop. Paris, p. 347-401. 1893. Citado por Casteleiro.

MAQUET, P.; VU ANH TUAN. (1981).

Des forces exercées sur la hanche durant la marche.

Acta Orthop. Belg., 47, 1 :5-11, 1981.

MAREY, E.J. (1873); citado por Rydell (1966).

La machine animale locomotion terrestre et aérienne.

Germer-Bailliere, Paris, 1873.

MAROUDAS, A.; BULLOUGH, P.; SWANSON, S.A.V.; FREEMAN,

- M.A.R. (1968).
The permeability of the articular cartilage.
J. Bone Joint Surg. 50-B, 1 :166-177, 1968.
- MAROUDAS, A. (1973).
Physichemical proprieties of articular cartilage.
En MAR Freeman (ed): Artult Articular Cartilage, London,
Pitman, 1973.
- MARSA VILA, J.; DOMENECH RATTO, P. (1986).
Nuevas aportaciones sobre el desarrollo embrionario de la
region metafisaria.
Rev. Ortop. Traum. 30-IB, nº1 :1-6, 1986.
- MARTIN, R. (1914); citado por Johanson (1934), loc. cit.
pág. 380.
Lehrbuch der Antropologie. 1914.
- MATHER, B.S. (1967).
The symetry of the mechanical properties of the human
femur.
J. Surg. Res. 7, 5 :222-225, 1967.
- McELHANEY, J.H. (1966).
Dynamic response of bone and muscle tissue.
J. Appl. Physiol. 21 :1231-1236, 1966.
- McKIBBIN, B. (1970).
Anatomical factors in the stability of the hip joint in the
newborn.
J. Bone Joint Surg. 52-B, 1 :148-159, 1970.
- McLAUGHLIN, T; FRANKEL, V.H. (1970).
A parametric study of the strength of the upper end of the
femur.
Unpublished data. Citado por Frankel en Tronzo 1980.
- MEIKLE, (1975).
- MENDOZA, J.L. (1961).
Biomecánica de la cadera.
Rev. Ortop. Traum. 5-IB :164-200, 1961.
- MERCHANT, A.C. (1965).
Hip abductor muscle force.
J. bone joint Surg. 47-A, 3 :462-476, 1965.
- MERCKX, D.; JAEGER, J.H.; OH, L.; KEMPF, I.; HARRIS, W.H.
(1982).

Radio anatomical study of the human femur.
Anat. Clinica, vol 4, nº1 :3-6, 1982.

MERKEL, F. (1874).
Betrachtungen über das Os Femoris.
Virchow's Archiv. Pathol. Anat. 59: 237-256, 1874.

MIKULICZ, J. (1878); citado por Lanz (1938), loc. cit pág. 124.
Ueber individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen mit Berücksichtigung der Static des Kniegelenks.
Arch. Anat. Physiol. (Anat) 1 :351-404, 1878.

MILCH, R.A. (1954).
Roentgenographic study of the inclination of the lateral pelvic wall and the interacetabular distance in normal adult pelves.
J. Bone Joint Surg. 36-A, 3 :533-538, June 1954.

MILLER, F.; WENGER, D.R. (1979).
Femoral neck fracture in hyperactive child.
J. Bone Joint Surg. 61-A :435-437, 1979.

MILCH, M. (1942).
Pelvifemoral angle.
J. Bone Joint Surg. 24 :148-153, Enero 1942.

MILCH, H. (1940); citado por Rydell (1966).
Photo-elastic studies of bone forms.
J. Bone Joint Surg. 22 :621-626, 1940.

MILLER, L.F. (1950).
Bilateral stress fracture of the neck of the femur.
J. Bone Joint Surg. 32-A, 3 :695-697, 1950.

MIZRAHI, J.; SOLOMON, L.; KAUFMAN, B.; DUGGAN, T.O'D. (1981).
An experimental method for investigating load distribution in the cadaveric human hip.
J. Bone Joint Surg. 63-B, 4 :610-613, 1981.

MOLHAVE, A. (1960).
A biostatic investigation. The standing posture of man theoretically and statometrically illustrated.
Acta Orthop. Scand. 29 :291-300, 1960.

MORRISON, L. (1932); citado por Wiberg (1939) sin dar el título.

Am. J. Roentgenol. 28 :484, 1932.

MORSCHER, E. (1967).

Development and clinical significance of the anteversion of the femoral neck. Wiederherstellungschir. Traum.

Reconstr. Surg. Traumat., 9 :107-125, 1967.

MORVAN, J.; TESTARD, S; BUSSON, J.; CARTIER, S. (1987).

Mesure tomodensitométrique de l'angle de torsion du col fémoral.

Rev. Chir. Orthop. 73, 7 :511-516, 1987.

MOSE, K. (1964).

Legg Calve Perthes disease. Universittes forlag et 1 Aarhus. 1964.

MOSS, CRILLY, (1972).

MOUGAN, (1924); citado por Elftman (1945).

MOULTON, A.; UPANHYAY, S.S. (1982).

A direct method of measuring femoral anteversion using ultrasound.

J. Bone Joint Surg. 64-B, 4 :469-472, 1982.

MÜLLER, M.E. (1971).

Die huftnahen femurosteotomien Zweite Auflage.

Editorial Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1971.

MÜLLER, M.E. (1956).

Isquiometrie radiologique.

Rev. Chir. Orthop. 42 :124-133, 1956.

MURPHY, S.B.; SIMON, S.R.; KIJEWSKI, P.K.; WILKINSON, R.H.; GRISCOM, N.T. (1987).

Femoral anteversion.

J. Bone Joint Surg. 69-A, 8 :1169-76, 1987.

MÜSSBICHLER, H. (1970).

Ateriographic investigation of the hip in adult human subjects.

Acta Orthop. Scand. Suppl. 132, 1970.

MUYBRIDGE, E. (1887); citado por Koch (1917), loc. cit. pág. 219.

Animal locomotion I.

Philadelphia, 1887.

NEMETH, G.; OHLSÉN, H. (1985).

In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion.
J. Biomechanics. 18, 2 :129-40, 1985.

NEMETH, G. (1984).
On hip and lumbar biomechanics. A study of joint load and muscular activity.
Scand. J. Rehab. Med (Suppl), 10 1-35 /1984/IMD=8503.

NETZ, P. (1980).
The diaphyseal bone under torque. An experimental study on dogs.
Acta Orthop. Scand. Suppl. 176, :1-31, 1980.

NORMAN, O. (1965); citado por K. Herrlin (1983).
Beskrivande geometri som hjälpmedel vid bestämning av collum-anteversion och diafysvinkeln samt frakturvinkeln.
Nord. Med. 73 :446, 1965.

NORMAN, O. (1969); citado por Reikeras (1982).
Mätning av collumanteversionsvinkeln.
Nord. Med. 75 :318, 1969.

O'BRIEN, T.; MILLIS, M.B.; GRIFFIN, P.P. (1986).
The early identification and classification of growth disturbances of the proximal end of the femur.
J. Bone Joint Surg. 68-A, 7 :970-980, 1986.

OBIN, W.J. (1957).
J. Bone Joint Surg. 39-A :1433, 1957.

OCHMAN, F.R.; citado por Rydell (1966).

HODGE, W.A.; FIJAN, R.S.; CARLSON, K.L.; BURGESS, R.G.; HARRIS, W.H.; MANN, R.W. (1986).
Contact pressures in the human hip joint measured in vivo.
Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 83 :2879-83, May 1986.

OCHSTETTER; citado por Gómez Oliveros (1960), loc. cit. pág. 172.

ODGEN, J.A.; SOUTHWICK, W. (1973).
A possible cause of avascular necrosis complicating the treatment of congenital dislocation of the hip.
J. Bone Joint Surg. 55-A :1770-1773, 1973.

ODGEN, J.A. (1982).
Dinamic pathobiology of congenital hip displasia. en "Congenital dislocation of the hip" Tachdjian.

Editorial Churchill Livingstone, New York, 1982.

ODGEN, J.A. (1982).

Normal and abnormal circulation en "Congenital dislocation of the hip" Tachdjian.

Editorial Churchill Livingstone, New York, 1982.

OGATA, K.; GOLDSAND, E.M. (1979).

A simple biplanar method of a mesuring femoral anteversion and neck-shaft angle.

J. Bone Joint Surg. 61-A, 6 :846-851, 1979.

OLIVIER, G. (1965); citado por Esteban Mújica (1981), loc. cit. pág. 33.

Anatomie Antrophologique.

Bigot Frèfes Editeurs, Paris, :320-332, 1965.

Traducción inglesa. Practical Anthropology. Ed. Charles C. Thomas, Springfield, 1969. Citado por Dostal pág. 811.

ÖHLER, A. (1928).

A Grezen des normalen im Röntgenbild.

Editorial George Thieme, Leipzig, 1928.

OLIVIER, G. (1962).

Formation du squelette des membres.

Editorial Vigot Freres, Paris, 1962.

ORTS LLORCA, F. (1952).

Anatomía Humana.

Editorial Científico Médica, 1952.

OSBORNE, G.V.; FAHRNI, W.H.; citado por Rydell (1966).

PALACIOS, J.; DE MIGUEL, C. (1967).

Bases elementales de la biomecánica de la cadera.

Rev. Ortop. Traum. 11-IB :47-66, 1967.

PALACIOS, J.; OLAGUIVEL, J.; ROHDE, M.; FERNANDEZ, M. (1980).

Implantes óseos y articulares.

Editorial Norma, Madrid, 1980.

PARACELSO; citado por Hasselbacher (1981).

PARE, E.B.; STERN, J.T.; SCHWARTZ, J.M. (1981).

Functional differentiation within the tensor fasciae latae.

J. Bone Joint Surg. 63-A, 9 :1457-1471, 1981.

PARSONS, F.G. (1914).

The characters of the English Thigh-bone.
J. Anat. Physiol. 48, 238-67, 1914.

PASQUIE, M.; SALANOVA, C.; VALDIGUIE, J. (1965).
Croissance de l'extrémité supérieure du fémur. Etude expérimentale et conséquences cliniques.
Rev. Chir. Orthop. 51 :77-90, 1965.

PAUL, J.P. (1966-67).
Forces transmitted by joints in the human body.
Proc. Instn. Mech. Engrs. 181 :8-15, 1966-67.

PAUWELS, F. (1959).
Directives nouvelles pour le traitement chirurgical de la coxarthrose.
Rev. Chir. Orthop. 45, 5 :681-702, 1959.

PAWELS, F. (1980).
Biomechanics of the normal and diseased hip.
Editorial Springer-Verlag, Berlin, 1980.

PEARSON, K.; BELL, J. (1919); citado por Dunlap (1953).
A study of the long bones of the English skeleton.
Drapers Company Research Memoirs, Biometric series, X and XI, Part I.
Editorial London Cambridge University Press, 1919.

PEDERSEN, H.E.; EVANS, F.G.; LISSNER, H.R.; citado por Rydell (1966).

PEREZ CASAS (1978).
Anatomía funcional del aparato locomotor y de la inervación periférica.
Editorial Paz Montalvo, Madrid, 1978.

PERNA, G. (1922).
Sulla ossificazione dell'acetabulum e sul significato del tuberculum supra cotylloideum nell'uomo.
Chir. Org. Med. 6 :485-568, 1922.

PETERSON, H.A.; KLASSEN, R.A.; McLEOD, R.A.; HOFFMAN, A.D. (1981).
The use of computerised tomography in dislocation of the hip and femoral neck anteversion in children.
J. Bone Joint Surg. 63-B, 2 :198-208, 1981.

PICK, J.W.; STACK, J.K.; ANSON, B.J. (1941).
Measurement of the human femur. I. Lengths, diameters and angles.

Quart. Bull. Northwestern Univ. Med. Sch. 15 :281-290, 1941.

PITZEN (1923); citado por Dega (1933), loc. cit. pág. 475.
Das menschliche femur währen seiner Entwicklung.
Arch. f. Anthropol., 19, 1923.

POIRIER (1926); citado por Pérez Casas (1979), loc. cit. pág. 440.
Traité d'Anatomie Humaine.
Ed. Masson, Paris, 1926.

POLGAR, F. (1937); citado por Lude y Taillard (1964).
Die incisura acetabuli im Röntgenbilde des Hüftgelenkes.
Fortschr. a. d. Geb. der Röntgenstr. 56 :521-530, 1937.

PONSETI, I.V. (1978).
Growth and development of the acetabulum in the normal child.
J. Bone Joint Surg. 60-A, 5 :575-85, 1978.

POSTEL, M.; KERBOUL, M.; EVRARDS, D.; COURPIED, J.P.- (1985).
Total Hip Replacement.
Editorial Springer Verlag. Berlin, 1985.

POUS, J.G.; DIMEGLIO, A.; GONZALEZ FERRE, J. (1978).
La cadera en crecimiento.
Editorial Jims, Barcelona, 1978.

Prenatal development of the human hip joint.
Amer. J. Anat. 87, 2 :163-211, 1950.

RABISCHONG, P.; AVRIL, J. (1965).
Rôle biomécanique des poutres composites os muscles.
Rev. Chir. Orthop. 51, 5 :437-458, 1965.

RALIS, Z.; McKIBBIN, B. (1973).
Changes in shape of the human hip joint during its development and their relation to its stability.
J. Bone Joint Surg. 55-B, 4 :780-785, 1973.

RANKEL, V.H.; BURSTEIN, A.H. (1970).
Orthopedics biomechanics.
Editorial Lea and Febiger, Filadelfia, 1970.

RAUBER, A.A. (1876); citado por Koch (1917), loc. cit. pág. 212 y por Rydell (1966).
Elasticität und Festigkeit der Knochen.

Editorial Engelmann, Leipzig, 1876.

RECASENS, S. (1961).

Tratado de Obstetricia. Salvat Editores. 7ª Edición. Barcelona, 1961.

REIKERAS, O.; HOISET, A. (1982).

Femoral neck angles in osteoarthritis of the hip.

Acta orthop. Scand. 53 :781-784, 1982.

REIKERAS, O.; HOISET, A.; REIGSTAD, A. (1985).

Evaluation of the Dunlap /Rippstein method for determination of femoral neck angles.

Acta Radiol. (Diagn) (Stockh), 26 (2) :177-9, Mar-Apr. 1985

REIKERAS, O.; BJERKREIM, I.; KOLBENSTVEDT, A. (1983).

Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip.

Acta Orthop. Scand. 54 :18-23, 1983.

REIKERAS, O.; BJERKREIM, I. (1982).

Idiopathic increased anteversion of the femoral neck.

Acta Orthop. Scand. 53 :839-845, 1982.

REIKERAS, O.; HOISETH, A.; REIGSTAD, A.; FONSTELIEN, E. (1982).

Femoral neck angles.

Acta Orthop. Scand. 53, :775-779, 1982.

REIKERAS, O.; BJERKREIM, I.; KOLBENSTVEDT, A. (1982).

Anteversion of the acetabulum in patients with idiopathic increased anteversion of the femoral neck.

Acta Orthop. Scand. 53 :847-852, 1982.

RENGMAN, E. (1960).

Fatigue fractures of the lower extremities.

Acta orthop. Scand. 29 :43-48, 1960.

RESNICK, D.; NIWAYAMA, G. (1981).

Diagnosis of bone joint disorders.

Editorial Saunders Company, 1981.

REVERTE COMA, J.M. (1981).

Antropología Médica.

Editorial Rueda, 1981.

REYLLY, D.T. (1988).

Dynamic loading of normal joints.

Rheum. Dis. Clin. of North America, 14 (3): 497-502, 1988.

- REYLLY, D.T.; BURSTEIN, A.H. ; FRANKEL, V.H. (1974).
The elastic modulus for bone.
J. Biomechanics, 7 :271-275, 1974.
- RHEA BARTON (1900); citado por Milch (1954) y Tronzo-
(1980), 1900.
- RIPPSTEIN, J. (1955).
Zur Bestimmungen der Antetorsion des Schenkelhalses mittels
zweier Röntgenaufnahmen.
Z. Orthop. 86, :354, 1955.
- RISSE, J.C.
The iliac apophysis: an invaluable sign in the management
of scoliosis.
Clin. Orthop. 11: 111-119. 1958
- ROBLES, D.; SMITH, V.; FERNANDEZ, M. (1974).
Biomecánica de la cadera.
Rev. Esp. Cir. Ost., 9 :29-40, 1974.
- RODET, (1844); citado por Pérez Casas (1978), loc. cit.
pág. 454 y por Testut (1904) en su Tratado de anatomía
humana, 5ª ed., Ed. Salvat, Barcelona, 1904, pág. 414.
- ROGERS, S.P. (1934).
Observation on torsion of the femur.
J. Bone Joint Surg. 16 :284-289, 1934.
- RÖHRLE, H.; SCHOLTEN, R.; SIGOLOTTO, C.; SOLLBACH, W.;
KELLNER, H. (1984).
Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during wal-
king.
J. Biomechanics. 17, 6 :409-24, 1984.
- ROOKER, G.D. (1979).
The embryological congruity of the human hip join.
Ann. R. Coll. Surg. Engl. 61 :357-361, 1979.
- ROGERS, S.P. (1931).
A method for determining the angle of torsion of the neck
of the femur.
J. Bone Joint Surg. 13 :821-4, Oct. 1931.
- ROSSI, J.A. (1963); citado por Rydell (1966).
- ROUVIERE, H. (1971).
Anatomía Humana Descriptiva y Topográfica.

Editorial Bailly Bailliere S.A. 8ª Ed. Madrid, 1971.

ROUX, W. (1895); citado por Rudell (1966).
Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der
Organismen. Vol. I, nº 5.
Editorial W. Engelmann, Leipzig, 1985, pág. 672.

ROUX, W. (1893); citado por Rydell (1966).
Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Berl. Klin. Wschr. 30 :509-511, 533-535, 557-558, 1893.

ROUX, W. (1896); citado por Rydell (1966).
Ueber die Dicke der statischen Elementartheile und die
Maschenweite der Substantia spongiosa der Knochen.
Z. Orthop. Chir. 4 :284-306, 1896.

RUBIN, P.J.; LEYVRAZ, P.F.; HEEGAARD, J.H. (1989).
Variaciones radiológicas de los parámetros anatómicos del
fémur proximal en función de su posición en rotación.
Rev. Cir. Ortho. 75, :209-215, 1989.

RUBY, L.; MITAL, M.A.; O'CONNOR, J.; PATEL, U. (1979).
Anteversion of the femoral neck. Comparison of methods of
measurement in patients.
J. Bone Joint Surg. 61-A, 1 :46-51, 1979.

RYDELL, N.W. (1966).
Forces acting on the femoral head prosthesis.
Acta Orthop. Scand. Suppl. 88, 1966.

RYDER, CH.T.; CRANE, L. (1953).
Measuring femoral anteversion: The problem and method.
J. Bone Joint Surg. 35-A, 2 :321-328, Ap. 1953.

SAKS, B.J. (1986).
Normal acetabular anatomy for acetabular fracture assess-
ment: CT and plain film correlation.
Radiology 159 :139-145, 1986.

SALEH, M.; MURDOCH, G. (1985).
In defence of gait analysis.
J. Bone Joint Surg. 69-B, 2 :237-241, 1985.

SALENIUS, P.; VIDEMAN, T. (1970).
Growth disturbances of the femur.
Acta Orthop. Scand. 41 :199-212, 1970.

SANCHIS OLMOS, O.; LEON VAZQUEZ, F. (1959).
La mecánica del aparato locomotor y su exploración funcio-

nal.

Editorial Científico Médica, Madrid, 1959.

SANPERA ROSIÑOL, I.; MIRALLES MARRERO, R.; GINE GOMA, J. (1974).

Estudio morfológico de la cadera.

Rev. Ortop. Traum. 18-IB :451-468, 1974.

SAPPEY, PH.C. (1869); citado por Tillaux (1892), loc. cit. pág. 992.

Traité d'Anatomie Descriptive. Tomo II.

Editorial Adrian Delahaye, Paris, 1869.

SARTORIS, D.J.; RESNICK, D.; BIELECKI, D.; GERSHUNI, D.; MEYERS, M. (1988).

Computed tomography with multiplanar reformation and three dimensional image, reconstruction in the operative evaluation of adult hip disease.

Int. Orthop. 12, 1 :1-8, 1988.

SAVITT, S.; THOMPSON, R.C. (1965).

Distribution and anastomosis of arteries supplying. The head and neck of the femur.

J. Bone Joint surg., 47-B :560, 1965.

SCHERTLEIN, SCHULTZ, (1929); citados por Johanson (1934).

SCHNEIDER, H. (1956).

Zur Struktur des Sehnenan Satzzenen.

Z. Anat. Entwickl. Gesch. 119 :431-456, 1956.

SCHWARTZ, R.P.; HEATH, A.L. (1932); citado por Rydell (1966).

The pneumographic method of recording gait.

J. Bone Joint Surg. 14 :783-794, 1932.

SCOLES, P.V.; BOYD, A.; JONES, P.K. (1987).

Roentgenographic parameters of the normal infant hip.

J. Pediatr. Orthop. 7 (6) :656-663, 1987.

SEDLIN, E.D. (1965).

A rheological model for cortical bone.

Acta Orthop. Scand. Suppl. 83, 1965.

SHANDS, A.R.; STEELE, M.K. (1958).

Torsion of the femur.

J. Bone Joint Surg. 40-A, 4 :803-816, 1958.

SHANDS, A.R.; STEEL, M.K. (1957).

Torsion of the femur.

J. Bone Joint Surg. 39-A :1433-1434, 1957.

SHARPEY; citado por Ham (1970), loc. cit. pág. 469.

SHENTON, E.K. (1931); citado por Trueta (1957) y por Cabot (1971), loc. cit. pág. 447.

Roentgenographic studies in normal osseus development.
J. Amer. med. Ass. 96 :759, 1931.

SHIINO, K. (1915); citado por Getz (1955), loc. cit. pág 19.

Über die üftphanne.

Zeitschrift fur Morphol. und Anthropol. 17 :325-356, 1915.

SIFFERT, R.A. (1966).

The growth plate and its affections.

J. Bone Joint Surg. 48-A, 3 :546-563, 1966.

SING, N.; NAGATTI, A.R.; MAINI, P.S. (1970).

Changes in the trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis.

J. Bone Joint Surg. 52-A, 3 :457-467, 1970.

SKIRVING, A.P.; SCADDEN, W.J. (1979).

The african neonatal hip and its immunity from congenital dislocation.

J. Bone Joint Surg. 61-B, 3 :339-341, 1979.

SOHIER, R. (1979).

Les effets de la contaction psoïque.

Acta Orthop. Belg. 45, 3 :341-347, 1979.

SOMERVILLE, E.W. (1957).

Persistent foetal alignment of the hip.

J. Bone Joint Surg. 39-B, 1 :106-113, 1957.

SOREN, A.; citado por Rydell (1966).

SOUTTER, R.; BRADFORD, E.H. (1903).

Twist in normal and in congenitally dislocated femora.

New York Med. J. 78 :1071-7, 1903.

SPALTEHOLZ, W. (1976).

Atlas de Anatomía Humana. Tomo I.

Editorial Labor, 1976, pág. 161.

STEIB, J.P.; MOYSES, B.; WENGER, J.J.; LECULEE, F.; MIT-
TEAU, M.; KEHR, P.; LANG, G. (1987).

Etude par microsphères radioactives de la microcirculation osseuse dans l'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale. R. Chir. Orthop. 73, :601-608, 1987.

STEINDLER, A. (1955); citado por Rydell (1966).
Kinesiology of the human body.
Editorial Springfield Charles G. Thomas, Illinois. 2ª Ed. 1955.

STEINDLER, A. (1935).
Mechanics of normal and pathological locomotion in man.
Editorial Springfield, 1935.

STEWART, S.F.; KARSHNER, R.G. (1926).
Congenital dislocation of the hip. A method for determining the degree of antetorsion of the femoral neck.
Amer. J. Roentgenol. 15, 258-260, 1925 ó 26.

STORCK, H. (1943); citado por Rydell (1966), loc. cit. pág. 12.
Ueber die Kräfte in der Orthopäedie.
Editorial Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart, 1943.

STRAYER, L.M. (1971).
Embryology of the human hip joint.
Clin. Orthop. 74 :221-240, 1971

STREETER, G.L. (1945).
Developmental horizons in human embryos IV. A review of the histogenesis of cartilage and bone.
Contrib. Embryol. 220 :149-175, 1945

SUTHERLAND, C.J. (1988).
Radiographic evaluation of acetabular bone stock in failed total hip arthroplasty
J. Arthroplasty. 3 (1): pag. 73-9, 1988

SWANN, D.A.; SILVER, F.H.; SLAYTER, H.S. (1985); citado por Reilly (1988), loc. cit. pág. 497.
The molecular struction and lubricating activity of lubricin isolated from bovine in human synovial fluids.
Biochem. J. 225 :195-201, 1985.

SWANSON, S.A.V.; FREEMAN, M.A.R.; DAY, W.H. (1975).
La distribution de la pression dans la hanche sous charge.
Acta Orthop. Belg. 41, sup.I :158-159, 1975.

TACHDJIAN, M.O. (1982).
Congenital dislocation of the hip.

Editorial Churchill Livingstone, New York, 1982.

TANEDA, H. (1987).

Image analysis of trabecular structure of acetabulum in cadavers.

Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 61 (11) :1219-1226, 1987.

TAURE, M. (1960).

Anatomía del desarrollo (Embriología).

Editorial Científico Médica, Barcelona, 1960.

TAUSSIG, G.; DELOR. M.H.; MASSE, P. (1976).

Les altérations de croissance de l'extrémité supérieure du fémur. Rev. Chir. Orthop. 62 :191-210, 1976.

TEINTURIER, P. (1970).

Anomalies d'orientation du col du fémur et du cotyle.

Rev. Chir. Orthop. 56 :219-230, 1970.

TEINTURIER, P.; DECHAMBRE, H. (1968).

Etude de l'antéversion de la hanche de l'enfant.

Rev. Chir. Orthop. 54, 6 :546-551, 1968.

TERMOTE, J.L.; BAERT, A.; CROLLA, D.; PALMERS, Y.; BULCKE, J.A. (1980).

Computed tomography of the normal and pathologic muscular system.

Radiology, 137 :439-444, 1980.

TERVER, S.; DILLNGHAM, M.; PARKER, B.; BJORKE, A.; BLECK, E.E.; LEVAI, J.P.; TEINTURIER, P.; VIALLET, J.F. (1982).

Etude de l'orientation réelle du cotyle grâce au tomodensitomètre axial ou Scanner.

J. Radiol. 63, 3 :167-173, 1982.

TESTUT, L.; LATARET, A. (1932).

Tratado de anatomía humana.

Editorial Salvat Editores S.A. 5ª edición. Barcelona, 1904. 8ª edición, 1932.

THOMA; citado por Trueta (1975).

THOMAS, L. (1907); citado por Cañadell (1976).

THOMSEN, W.; citado por Rydell (1966).

TILLAUX, P. (1880)

Tratado de anatomía topográfica.

Ed. José Espasa, 9ªed. Barcelona, 1880

- TILLAX, P. (1892).
 Traite d'Anatomie Topographique avec applications a la Chirurgie.
 Editorial Asselinet Houzeau, Paris, 1892.
- TOBIN, W.J. (1955).
 The internal architecture of the femur and its clinical significance.
 J. Bone Joint Surg. 37-A, 1 :57-72, 1955.
- TÖNNIS, D. (1976).
 Normal values of the hip joint for evaluation of X-rays in children and adults.
 Clin. Orthop. 119 :39-47, 1976.
- TOPINARD; citado por Testut (1932), loc. cit. pág. 412.
- TOTTY, W.G.; VANNIER, M.W. (1984).
 Complex musculoskeletal anatomy: Analysis using three dimensional surface reconstruction.
 Radiology, 150 :173-177, 1984.
- TRIEPEL, H. (1904); citado por Rydell (1966).
 Architekturen der Spongiosa.
 Anat. Hefte 25 :209-269, 1904.
- TRONZO, R.G. (1980).
 Cirugía de la cadera.
 Editorial Panamericana, Buenos Aires, 1980.
- TROTTER, M.; GLESER, G.C. (1952).
 Estimation of stature from long bones of American whites and negroes.
 Am. J. Phys. Anthropol. v. 10 :463-514, 1952.
- TRUETA, J. (1975).
 La estructura del cuerpo humano. Estudios sobre su desarrollo y decadencia.
 Editorial Labor, Barcelona, 1975.
- TRUETA, J. (1957).
 The normal vascular anatomy of the human femoral head during growth.
 J. Bone Joint Surg. 39-B, 2 :358-394, 1957.
- TRUETA, J.; HARRISON, M.H. (1953).
 The normal vascular anatomy of the femoral head in the adult man.

J. Bone Joint Surg., 35-B, 3 :442-461, 1953.

TSUDA, K. (1957).

Studies on the bending test, and impulsive bending test on human compact bone.

J. Kyoto Pref. Med. Univ. 61 :1001-1025, 1957.

TUCKER, F.R. (1949).

Arterial supply to the femoral head and its clinical importance.

J. Bone Joint Surg., 31-B, 1 :82-93, 1949.

UPADHYAY, S.S.; MOULTON, A.; BURWELL, R.G. (1985).

Biological factors predisposing to traumatic posterior dislocation of the hip (a selection process in mechanism of injury).

J. Bone Joint Surg. 67-B, 2 :232-36, 1985. (Br).

VALLOIS; citado por Pérez Casas (1978), loc. cit. pág. 440.

VASU, R.; CARTER, D.R.; HARRIS, W.H. (1982).

Stress distributions in the acetabulum region.

J. Biomechanics. 15, 3 :155-164, 1982.

VEO, T.; TSUTSUMI, S.; YAMAMURO, T.; OKUMURA, H.; SHIMIZU, A.; NAKAMURA, T. (1985).

Biomechanical aspects of the development of aseptic necrosis of the femoral head.

Arch. orthop. Trauma. Surg. 104 (3): 145-49, 1985.

VIDEMAN, T. (1970).

An experimental study of the effects of growth on the relationship of tendons and ligaments to bone at the site of diaphyseal insertion.

Acta Orthop. Scand. Suplem. 131, 1970.

VIRENQUE, J.; PASQUIE, M.; SALANOVA, CH.; BRUNNER-FERRE, R. (1963).

L'examen radiographique de l'extrémité supérieure du fémur et ses pièges.

Press. Med. 71, 5 :257-260, 1963.

VIZKELETY, T.; GLAUBER, A. (1979).

La fonction du muscle psoas-iliaque et son rôle dans l'évolution de la luxation congénitale de la hanche.

Acta Orthop. Belg. 45, 6 :641-650, 1979.

VOSS, (1956); citado por Pauwels (1978).

Munch. Med. Wochschr. 28, 1956.

- WALENSKY, N.A. (1965)
A Study of Anterior Femoral Curvature in man.
Anat. Rec. 151:559-570, 1965.
- WALKER, J.M. (1980).
Anatomia de la cadera en Tronzo, loc. cit. pág. 337.
Editorial Panamericana, Buenos Aires, 1980.
- WALKHEIM, (1984).
Movilidad de la sínfisis púbica.
Acta Orthop. Scand. 44, 2 :203-208, 1984.
- WALMSLEY, Th. (1915).
The neck of the femur as a static problem.
J. Anat. Physiol., 49 :314-335, 1915.
- WALMSLEY, Th. (1915).
Observations on certain structural details of the neck of the femur.
J. Anat. Physiol., 49 :305-313, 1915.
- WALMSLEY, Th. (1932-33).
The vertical axes of the femur and their relations. A contribution to the study of the erect position.
J. Anat. 67:284-300, 1932-33.
- WALMSLEY, Th. (1915); citado por Harty (1982), loc. cit. pág. 673.
The epiphysis of the head of the femur.
J. Anat. and Physiol. 49 :434-440, 1915.
- WARD, F.O. (1838).
Human anatomy.
Editorial London, Renshaw, 1838.
- WATANABE, R.S. (1974).
Embriology of the human hip.
Clin. Orthop. 98 :8-26, 1974.
- WEBER; Citado por Orts Llorca (1952).
- WEDGE, J.H.; MUNKACSI, I.; LOBACK, D. (1989).
anteversion of the femur and idiopathic osteoarthritis of the hip.
J. Bone Joint Surg. 7-A :1040-1043, 1989.
- WEINER, D.S.; COOK, A.J.; HOYT, W.A.; ORAVEC, C.E. (1978).
Computed tomography in the measurement of femoral anteversion.

sion. Orthopedics, 1 :299-306, 1978.

WELKER; citado por Pérez Casas (1979), loc. cit. pág. 439.

WERNDORFF; citado por Wiberg (1939), loc. cit. pág. 9.

WERNER, H.; citado por Rydell (1966).

WESZYCKY, S. (1957); citado por Rydell (1966), loc. cit. pág. 12.

Ueber die formfaktoren des menschlichen Hüftgelenkes unter besonderer Berücksichtigung ihrer gegenseitigen Abhängigkeit.

Anat. Anz. 104 :231-243, 1957.

WIBERG, G. (1944).

Pfannendachplastik bei Dysplasia acetabuli, subluxatio und luxatio corse unter besonderer Berücksichtigung der katwichtung des oberen plannerandes.

Arch. Orthop. Unfall-Chiv. 43: 314-369, 1944.

WIENTROUB, S.; BOYDE, A.; CHRISPIN, A.R.; LLOYD-ROBERTS, C. (1981).

The use of stereophotogrammetry to measure acetabular and femoral anteversion.

J. Bone Joint Surg. 63-B, 2, :209-213, 1981.

WILKINS; citado por Pérez Casas (1978), loc. cit. pág. 443.

WIBERG, G. (1939).

Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint.

Acta Orthop. Scand. Suppl. 58, 1939.

WILLIAMS, M.; citado por Rydell (1966).

WOLFF, J. (1870); citado por Rydell (1966).

Ueber die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum.

Virchow Arch. Path. Anat. 50 :389-450, 1870.

WOLFF, J.; citado por N.J. Holm (1980).

Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin.

WOLFGANG, G.L. (1977).

Stress fracture of the femoral neck in patient with open capital femoral epiphyses.

J. Bone Joint Surg. 59-A, 5 :680-681, 1977.

- WOLFF, J. (1896); citado por Rydell (1966).
Die Lehre von der functionellen Pathogenese der Deformitäten.
Arch. Klin. Chir. 53 :831-905, 1896.
- WOLFF, J. (1891); citado por Rydell (1966).
Ueber die Theorie des Knochenschwundes durch vermehrten Druck und der Knochenanbildung durch Druckenbelastung.
Arch. Klin. Chir. 42 :302-324, 1891.
- WOLFF, J. (1899); citado por Rydell (1966).
Die Lehre von der functionellen Knochengestalt.
Virchow Arch. Path. Anat. 155 :256-315, 1899.
- WOLFF, J. (1869).
Ueber die Bedeutung der Architectur der spongiösen Substanz. Zentralbl. f. die Med. Wissensch, 54 :849-851, 1869.
- WYMAN, M.D.J. (1950-57); citado por Rydell (1966).
Society of natural history.
Bost. J. Natural Hist. 6 :125-140, 1850-1857.
- WYMAN. J. (1850); citado por Bigelow (1869), loc. cit. pág. 1.
Report of the Comitee on Medical Sciences.
Transactions of the Medical Association 1850.
- YADAV, S.S.; YADAVA, S.S.; MAJID, M.A. (1974).
Stress fractures in the femoral neck.
Indian J. Orthop. 81, 1 :45-50, 1974.
- YOSHIOKA, Y.; SIU, D.; COOKE, T.D.V. (1987)
The Anatomy and functional axes of the femur.
J. Bone and Joint Surgery 69 A, 873-880. 1987
- YOSHIOKA, Y.; COOKE, T.D.V. (1987)
Femoral anteversion: Assessment based on function axes.
Journal of Orthopaedic Research. 5:86-91. 1987
- ZAGLAS; citado por Testut (1932), loc. cit. pág. 674.

...ADA EN EL DIA DE HOY LA LECTURA DE LA Tesis

INTULADA Estudios Morfológicos sobre y Radiología de los

del por X-ray y radiología de la columna vertebral y sus

LA QUE ES AUTOR DON José Alfredo Ruiz
Fernández

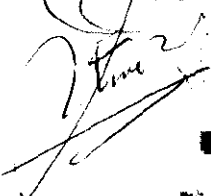
OTUVO POR UNANIMIDAD LA CALIFICACION DE Apta con honores

Madrid, 15 de Abril de 1973

El Presidente,



El Vocal,



El Vocal,



El Vocal,



El Vocal Secretario,

